

**Der Einfluß von Bandschäden auf die Geometrie und
das Kraftverhalten an der sagittalen Patella bei
verschiedenen Kniebeugewinkeln unter wechselnder
Belastung**
- Eine rechnerische Studie am Leichenknie -

Reinhard J. Merkl

*Diss
München
1985*

Aus der orthopädischen Klinik der Universität

München

Kommissarischer Direktor: Prof. Dr. B. Rosemeyer

Der Einfluß von Bandschäden auf die Geometrie und
das Kraftverhalten an der sagittalen Patella bei
verschiedenen Kniebeugewinkeln unter wechselnder

Belastung

- Eine rechnerische Studie am Leichenknie -

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten

Medizin

an der Ludwig-Maximilians Universität zu München

vorgelegt von

Reinhard J. Merkl

aus

Ingolstadt/Donau

München 1985

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

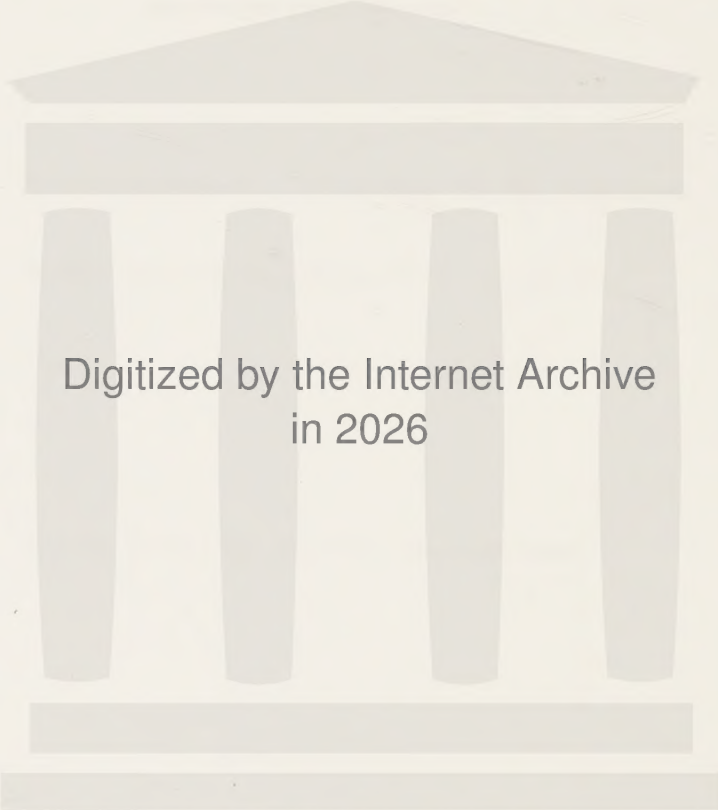
Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. W. Pförringer

Mitberichterstatter: Prof. Dr. C.-J. Wirth

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 27. Juni 1985

Meinen Eltern



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554826_0040

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Problemstellung	
1.1. Die Bestimmung der am Retropatellargelenk auftretende Kraft nach Bandi	1
1.2. Das Modell der Kraftumlenkung	2
1.3. Der Wicklungseffekt und sein Einfluß auf die Retropatellarkraft in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel, Zugkraft an der Quadrizepssehne und Zustand des Bandapparates	4
2. Literaturüberblick	
2.1. Betrachtungen von Bandi über die Bestimmung der Retropatellarkraft	5
2.2. Betrachtungen von Maquet zum Retropatellargelenk	11
2.3. Die Bestimmung von Kontaktarealen und der Anpreßkraft der Patella auf dem distalen Femur in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel nach Untersuchungen von Hehne	16
2.4. Untersuchungen zur Biomechanik der Patella von V. Goymann	36
2.5. Die Patellatypen nach Wiberg und	39

	Seite
ihr Einfluß auf die retro- patellaren Kontaktflächen	
3. Das Modell der Kraftumlenkung an der Patella	
3.1. Allgemeine Überlegungen zur Ana- tomie	42
3.2. Die Bestimmung der Retropatellar- kraft	45
3.3. Die Wanderung des Auflagepunktes der Patella am distalen Femur bei unterschiedlichen Kniebeugewinkeln	45
3.4. Die Kippbewegung der Patella	46
3.5. Innerhalb der Patella auftreten- de Verformungskräfte (Intrapatel- larkräfte)	47
3.6. Variationen zum Kraftangriff	48
4. Die Auswertung der Röntgenbil- der im seitlichen Strahlengang	51
5. Versuchsaufbau und Durchführung	
5.1. Apparatur	54
5.2. Verwendetes Material	56
5.3. Röntgenbildreihen und Läsionen	57
6. Modellergebnisse	
6.1. Vergleich mit der nach Bandi be- rechneten Retropatellarkraft	59

	Seite
6.2. Vergleich mit der von Hehne bestimmten Retropatellarkraft	65
6.3. Die Wanderung des Auflagepunktes und die Gleitbewegung der Patella in Abhängigkeit des Kniebeugewinkels	67
6.4. Die Kippbewegung der Patella in Abhängigkeit des Kniebeugewinkels	77
6.5. Der Umwicklungseffekt	81
6.6. Die Intrapatellarkraft	83
6.7. Der Einfluß von Bandläsionen auf die Retropatellarkraft	86
7. Diskussion	
7.1. Die Problematik der Erstellung und Auswertung der Röntgenbilder im seitlichen Strahlengang	88
7.2. Die Leistungsfähigkeit des Modells der Kraftumlenkung an der Patella als Beitrag zur Kniegelenksgeometrie	90
8. Zusammenfassung	93
9. Summary	95
10. Literaturverzeichnis	97
11. Tabellarischer Anhang	104
12. Lebenslauf	150

1. Problemstellung

1.1. Die Bestimmung der am Retropatellargelenk auftretenden Kräfte nach Bandi

Um die am Retropatellargelenk auftretende Kräfte, bei bekannter Zugkraft an der Quadrizepssehne, in vivo aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang bestimmen zu können, kann die Methode nach Bandi (2,3) herangezogen werden. Mit ihr wird mittels eines Kräfteparallelogramms, das aus an der Basis und Apex der Patella tangential angelegten Kraftvektoren, die dem Verlauf der Quadrizeps- und der Patellarsehne entsprechen sollen, konstruiert wird, die direkt am Retropatellargelenk auftretende Kraft bestimmt.

Dieses Modell ist konstruktiv leicht anzuwenden, aber es werden jedoch die exakten anatomischen Gegebenheiten nur unzureichend berücksichtigt, denn die Sehne des Musculus quadrizeps femoris umfaßt die Basis der Patella in ihrer ganzen Breite und geht, die Kniescheibe überziehend, in das an der Apex patellae ansetzende Ligamentum patellae über, das seinerseits zur Tuberositas tibiae zieht (42). Der die Quadrizepssehne darstellende Kraftvektor berührt nach der Auswertungsmethode von Bandi nur

den Oberrand der Basis der Patella, wie auch der die Patellarsehne darstellende Kraftvektor nur den Oberrand der Apex der Kniescheibe tangiert, was einen spitzeren Schnittwinkel der beiden Vektoren zur Folge hat und damit eine größere resultierende Retropatellarkraft.

Ebenso wird die Verformbarkeit des Sesambeines Patella, auf einwirkende Zug- und Druckkräfte, nicht mit berücksichtigt. In Wirklichkeit üben beide Sehnen direkte Zugkräfte an der Kniescheibe aus, die in die Berechnungen nur Eingang finden können, wenn man ein Modell verwendet, das von festen Ansatzpunkten der beiden Sehnen an der Patella ausgeht und eine Kraftumlenkung an der Kniescheibe zur Grundlage hat.

Zum anderen kann mit dem geometrischen Modell von Bandi auch nicht die Wanderung des Auflagepunktes der Patella am distalen Femur (22), bei zunehmender Kniegelenksbeugung und damit die Kipp- Gleitbewegung, nachgewiesen werden.

1.2. Das Modell der Kraftumlenkung

Das zu findende neue geometrische Modell der Kraftumlenkung an jeweils einem definierten Punkt an der proximalen und distalen Patella und die Auf-

spaltung in resultierende Kraftkomponenten soll einen Beitrag zur Kniegelenksgeometrie liefern und die Eingangs erwähnten Schwachstellen des Modells von Bandi ausräumen.

Außerdem soll die Auswertung auch routinemäßig und ohne zu großen technischen Aufwand durchgeführt werden können.

So sollen die Ansatzpunkte, der die Quadrizeps- und Patellarsehne darstellenden Vektoren an der Basis und Apex der Patella, den zu Anfang angeführten anatomischen Gegebenheiten Rechnung tragen, der die Retropatellarkraft darstellende Vektor durch die, aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang ersichtliche Kontaktzone der Patella mit dem distalen Femur weisen,⁴ unabhängig vom Kniebeugewinkel, Zugkraft an der Quadrizepssehne und Läsionen am Bandapparat und die Wanderung dieser Auflagezone (22) bei Änderungen des Kniebeugewinkels, bestätigt werden.

Ferner sollen auch innerhalb der Patella auftretende Zugkräfte mathematisch bestimmt werden.

1.3. Der Wickelungseffekt und sein Einfluß auf die Retropatellarkraft in Abhängigkeit vom Knie- beugewinkel, Zugkraft an der Quadrizepssehne und Zustand des Bandapparates

Das neue Modell soll aber nicht nur die Schwachstellen der Methode von Bandi beseitigen, sondern natürlich auch bestehende Erkenntnisse bestätigen. So tritt nach Bandi (2), bei bestimmten Kniebeugewinkeln in Abhängigkeit vom Zustand des Bandapparates, eine Umwicklung der Femurkondylen seitens der Quadrizepssehne auf, welche über eine Vergrößerung des Schnittwinkels mit der Patellarsehne zu einer Verringerung der Retropatellarkraft führt und somit zu einer Entlastung des Femoropatellargelenkes.

Mit dem zu erarbeitenden Modell soll das Auftreten dieses Wickelungseffektes in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel, Zugkraft an der Quadrizepssehne, Zustand des Bandapparates und seine Relevanz für die am Retropatellargelenk auftretende Kraft untersucht werden.

2. Literaturüberblick

2.1. Betrachtungen von Bandi über die Bestimmung der Retropatellarkraft

Die Patella führt bei der Beugung des Kniegelenkes nicht nur eine Dreh-, sondern auch eine Kipp- Gleitbewegung durch, die jedoch nicht parallel zur Körperlängsachse verläuft, sondern in einem nach lateral offenen Winkel von etwa 170° (3, Abb.: 1).

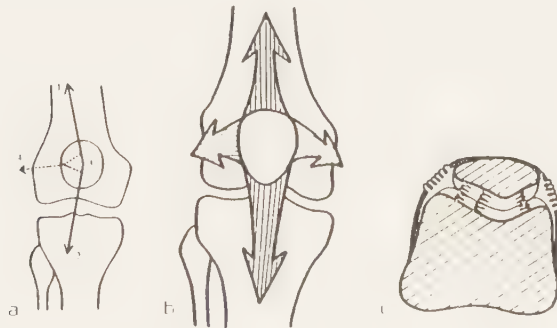


Abb. 1 Darstellung der Valgität des Streckapparates und der Führung der Patella.

- a Valguswinkel des Streckapparates. $1 \leftrightarrow 2$.
Die Patella wird dadurch nach lateral (4) abgedrängt.
- b Zügelung der Patella in der Frontalebene durch die Retinacula
- c Gleichgewicht der Patella zwischen den Retinacula und im elastischen Lager der Incisura intercondyloidea.
(Abbildung nach Ficat)

Dabei nehmen die Berührungsflächen zwischen Patella und distalen Femur mit zunehmender Beugung ab. Ab 60° - 70° Beugung beginnt die Patella die Fossa intercondyloidea zu überbrücken und stützt sich medial und lateral mit relativ kleinen Flächen ab (46).

Bei Dysplasien der Patella oder der Femurkondylen sind diese Berührungsflächen kleiner oder die Kniescheibe folgt nicht der physiologischen Gleitbahn, was eine einseitige Überlastung und damit eine Schädigung des Gelenkknorpels zur Folge hat.

Die Führung der Patella erfolgt passiv durch die Incisura intercondyloidea und wird aktiv durch das System der Quadrizepssehne und das Ligamentum patellae ergänzt, welches die Patella bei zunehmender Kniegelenksbeugung mit wachsender Kraft gegen den distalen Femur drückt.

In der Frontalebene wird die Kniescheibe durch die Retinacula patellae fixiert. Auf die Patella wirken beträchtliche, vom Streckapparat ausgeübte, Zugkräfte ein (Abb.: 1).

Ihre Resultante stellt die am Retropatellargelenk auftretende Kraft dar, die bei stärkerer Beugung im Gelenk zunimmt und unter pathomechanischen Bedingungen zum Gelenkverschleiß führen kann, wes-

wegen ihre genaue Kenntnis von großem Interesse ist. Bandi legt zur Bestimmung der am Retropatellargelenk auftretende Kraft, bei bekannter Zugkraft an der Quadrizepssehne, einen Kraftvektor ($\vec{a}$) parallel zur Quadrizepssehne tangential an die Basis der Patella und von der Tuberositas tibiae ausgehen einen weiteren Vektor ($\vec{b}$), dem Verlauf des Ligamentum patellae folgend, tangential an die Apex der Patella. Der Schnittpunkt (P) der beiden Tangenten außerhalb der Patella stellt den Ansatzpunkt des sagittal gerichteten Kraftvektors dar, der mittels eines Kräfteparallelogramms konstruiert oder mit der in Abbildung 1a angeführten Formel berechnet werden kann und die am Retropatellargelenk wirkende Kraft darstellt.

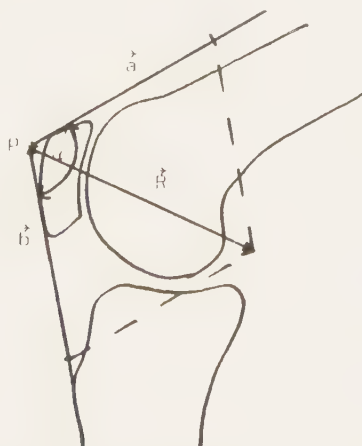


Abb.:1a Darstellung der Bestimmung, der am Retropatellargelenk einwirkenden Kraft, nach Bandi (3).

$$\vec{R} = F_q \sqrt{2 - 2 \cos (180^\circ - \alpha)}$$

F_q : Zugkraft an der Quadrizepssehne in N

Jedoch weist der, die Retropatellarkraft darstellende Vektor ($\vec{R}$), besonders bei kleineren Kniebeugewinkeln nicht durch die aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang bestimmbare femoropatellare Kontaktzone.

Nach Bandi (3) findet keine Kraftumlenkung innerhalb der Patella statt. Statt dessen bestimmt der Schnittpunkt der beiden Kraftvektoren ($\vec{a}$) und ($\vec{b}$) den Ansatzpunkt des, die Retropatellarkraft darstellenden, Vektors ($\vec{R}$). Dieser Schnittpunkt (P) liegt immer außerhalb der Patella und ändert sich nur unwesentlich bei den unterschiedlichen Kniebeugewinkeln.

Eine Entlastung des Retropatellargelenkes ergibt sich durch den ab Beugewinkeln von 50° aufwärts auftretenden Umwicklungseffekt der Quadrizepssehne auf den Femurkondylen, der durch die Vergrößerung des Schnittwinkels (α) der beiden Kraftvektoren eine Reduktion der Retropatellarkraft zur Folge hat, jedoch erst ab einem Kniebeugewinkel von 90° eine meßbare Minderung, der am femoropatellaren Gelenk auftretenden Kraft, bewirkt.

Weitere Schutzfunktionen gegen zu hohe femoropatellare Kräfte üben der Knorpelüberzug der Patellaunterseite und die Stoßdämpferwirkung des Liquor

synovialis, ebenso die Gelenkkapsel aus (3).

Dennoch werden Schäden im Retropatellargelenk beobachtet, deren Ursachen in der Störung der Druckverteilung in der Frontalebene liegen, was bei Dysplasien der Patella und der Femurkondylen besonders häufig festzustellen ist.

Sowohl Übermäßiger, als auch ungenügender Druck führen zu trophischen und schließlich zu mechanischen Knorpelschäden (33,38,47).

Leistungssportler sind in einer vergleichbaren Altersgruppe am häufigsten von Chondromalazie betroffen (24,40), wobei in diesen Fällen hauptsächlich schlagartig einsetzende femoropatellare Druckkräfte (Fußballspiel, Stabhochsprung), also bei Schnellkraftsportlern, die pathogenetische Ursache darstellen.

Ebenso beim alpinen Skilauf hat sich in den letzten Jahren durch die geänderte Ausrüstung (hohe Skistiefel) und die von Skifahrern und Nachahmern geübte Fahrtechnik in der Hocke, mit stark nach hinten verlagertem Körpergewicht, eine starke Belastung des femoropatellaren Gelenks ergeben.

Auch in diesen Fällen stellen die dynamischen, schlagartig auftretenden Druckkräfte (Überfahren von Bodenwellen) die größte Gefahr dar.

Normalskifahrer sind diesbezüglich besonders gefährdet, da sie keine trainingsäquivalente Gelenkstärkung und Knorpelverdickung aufweisen (3). Ausserdem fehlt meist auch das entsprechende muskuläre Training mit einer daraus resultierenden besseren Gelenkführung.

2.2. Betrachtungen von Maquet zum Retropatellargelenk

Bei Maquet (29) findet keine Umlenkung der von der Quadrizepssehne ausgeübten Kraft an der Patella statt, sondern es erfolgt unter der Annahme, daß die Patella ihren Abstand zu Femur und Tibia konstant hält, eine Aufspaltung nach dem Hebelgesetz in einen Kraftarm M_v bzw. P_a und einem Lastarm q bzw. k , wobei letztere auf das Drehzentrum im distalen Femur gerichtet sind und das Hebelgesetz nach $M_v \times q = P_a \times k$ erfüllt ist (Abb.:2).

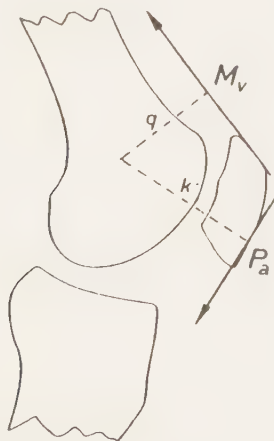


Abb.:2 M_v : Quadrizepssehne. P_a : Patellarsehne.
 q : Hebelarm von M_v . k : Hebelarm von P_a .
(Abbildung nach Maquet)

Der resultierende Kraftvektor R_s stellt hierbei die am Retropatellargelenk einwirkende Anpreßkraft dar (Abb.:3).

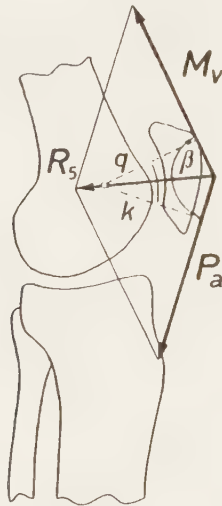


Abb.:3 Der Kraftvektor R_s ist die Resultierende aus den Vektoren M_v und P_a . Der Winkel β wird von beiden Vektoren aufgespannt. Der Winkel α wird von P_a und der Tibiaachse gebildet. (Abbildung nach Maquet)

Maquet läßt seinen, die Patellarsehne darstellenden Vektor P_a in der Mitte der Patellarsehne verlaufen, wodurch der Vektor weder die Patella berührt, noch durch die Tuberositas tibiae geht.

Ebenso verfährt er mit dem Vektor M_v , der die Quadrizepssehne darstellt, der dadurch die Basis der Patella nur am ventralen Rand tangiert (Abb.:3). Maquet postuliert ein Drehmoment an der Patella, das nur unter der Annahme einer starren Fixation der Kniescheibe bezüglich des distalen Femur seine Gültigkeit haben kann. So entstehen auch unterschiedliche Kraftkomponenten (q,k), die ihren Ursprung an der Quadrizepssehne (M_v) und Patellarsehne (P_a) haben (Abb.:2 und 3).

Da das System Patella, distaler Femur jedoch nicht starr ist und die Kniescheibe bei wechselnden Kniebeugewinkeln eine Gleit- Kippbewegung durchführt (3,22), ist das Modell von Maquet, als Grundlage zur Erarbeitung einer neuen Methode zur mathematisch-vektoriellen Analyse, der am Retropatellarge lenk auftretenden Kräfte, wenig geeignet.

Die Retropatellarkraft nimmt mit wachsender Flexion bei fixiertem Unterschenkel stark zu und die von Maquet postulierten Hebelarme q und k differieren beträchtlich (Abb.:4a,b).

Es fällt jedoch auf, daß bei starker Beugung im Kniegelenk die Ansatzpunkte der Vektoren M_v und P_a nicht mehr an der Basis bzw. Apex der Patella liegen, sondern durch die Kniescheibe selbst laufen, oder distal bzw. ventral verschoben sind und

die tatsächliche Zugrichtung der Quadrizepssehne von der Richtung des verwendeten Vektors stark abweicht. Somit liegt kein bei allen Kniebeugewinkeln einheitlich verwendbares Auswertungsschema vor. Außerdem bleibt der Umwicklungseffekt, der nachgewiesenerweise auftritt (3,15,17,22) und zur Entlastung des Retropatellargelenkes beiträgt, unberücksichtigt (Abb.:5).

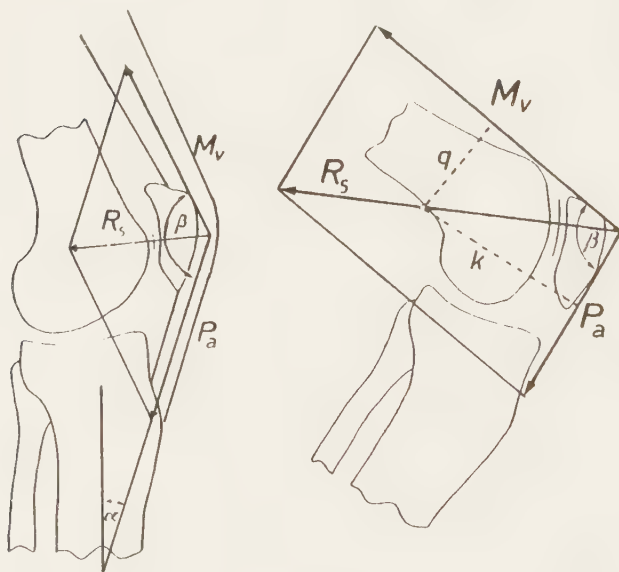


Abb.:4a,b Änderung der Retropatellarkraft R_5
in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel.
(Abbildung nach Maquet)

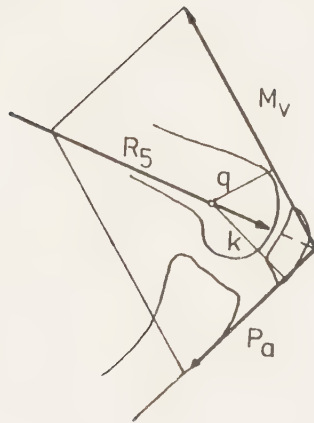


Abb.:5 Die Retropatellarkraft R_5 bei starker Flexion. (Abbildung nach Maquet)

2.3. Die Bestimmung von Kontaktarealen und der Anpreßkraft der Patella auf dem distalen Femur, in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel nach Untersuchungen von H.J. Hehne

An der mechanischen Genese als Mitursache degenerativer Gelenksleiden durch übermäßige Beanspruchung bestehen keine Zweifel (10,34,36,37).

Viele orthopädische Operationsmethoden sollen die auf den Gelenkknorpel einwirkende Kraft verringern, um so Schäden durch mechanische Überlastung zu vermeiden. Um die Operationsindikation auch physikalisch begründen zu können, ist jedoch eine genaue Kenntnis der einwirkenden Kräfte, Tragflächen und Spannungsverläufe notwendig.

Die verwendeten arithmetischen Methoden (2,3,14,15,32), die sich Modellen aus der Mechanik bedienen, führen jedoch durch differente Formeln und Eingangsdaten der Kräfte, Hebelanlagen und Anstellwinkeln zu deutlich unterschiedlichen Ergebnissen (Abb.:6).

Als Ausweg bieten sich experimentelle Druckmessungen an, um in vitro die tatsächlich am Retropatellargelenk einwirkenden Kräfte, die Kontaktflächen und ihre Änderung bei zunehmender Flexion

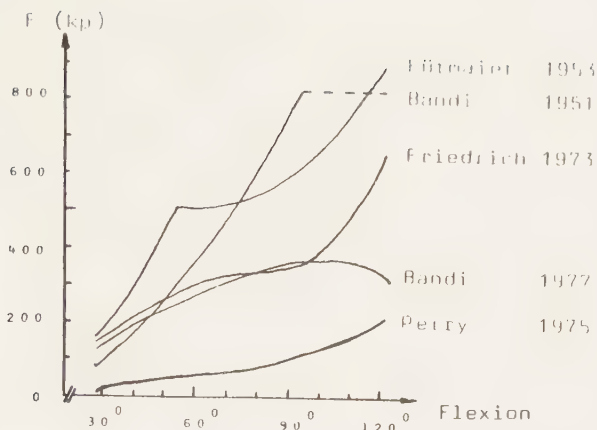


Abb.:6 Errechnete retropatellare Anpreßkräfte in
Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel nach ver-
schiedenen geometrischen Modellen.
(Abbildung nach Hehne)

im Kniegelenk bestimmen zu können. Diese Ergeb-
nisse dienen als Vergleichsmaterial, um die in
vivo mittels geometrischer Modelle aus Röntgen-
bildern erarbeiteten Daten, auf ihre Richtigkeit
überprüfen zu können.

Jedoch sind experimentelle Druckmessungen mit
gewissen technischen Schwierigkeiten behaftet,
da die verschiedenen zur Verfügung stehenden Me-
thoden spezifische Schwachstellen aufweisen.

Elektrische Druckmeßkörper, wie Piezokristalle, Widerstandsfolien und Kondensatormatten, eignen sich für dynamische Vorgänge, verursachen aber wegen ihrer Volumina Lageverschiebungen der Gelenkknorpelanteile zueinander und geben dadurch die am Retropatellargelenk auftretenden Kräfte nicht exakt wieder (5,6,39,41,44).

Dehnungsmesstreifen sind für die Messung der Flächenpressung ungeeignet, da senkrecht einwirkende Kräfte nicht erfaßt werden können, wobei gerade diese Komponenten am Femoropatellargelenk von größtem Interesse sind, da sie zu Arthrosen in Folge von Fehlbelastungen des Gelenkknorpels führen (13,30).

Abdruckverfahren haben auf Grund ihrer groben Körnelung nur eine beschränkte Aussagekraft, weil damit die bei gewissen Kniebeugewinkeln nur geringen Kontaktzonen kaum erfaßt werden können (1,39,41).

Das Kugeldeformationsverfahren (43) setzt eine gewisse Härte des Pressungspartners voraus, die auf Grund der Elastizität des Knorpelüberzuges am Retropatellargelenk nicht unbedingt gewährleistet ist und somit die tatsächlich einwirkende Kraft am femoropatellaren Gelenk zu niedrigeren Werten verschieben würde.

Versuche mit Farbstoffen, Rußbenetzung, Acrylatpolymeren, Röntgenkontrastmitteln und Touchierpasten ergeben zum Teil recht unterschiedliche Ergebnisse in Bezug auf die femoropatellare Kontaktfläche bei unterschiedlichen Kniebeugewinkeln (2,16,17,18,19,20,21,28,37). Siehe auch Abbildung 7.

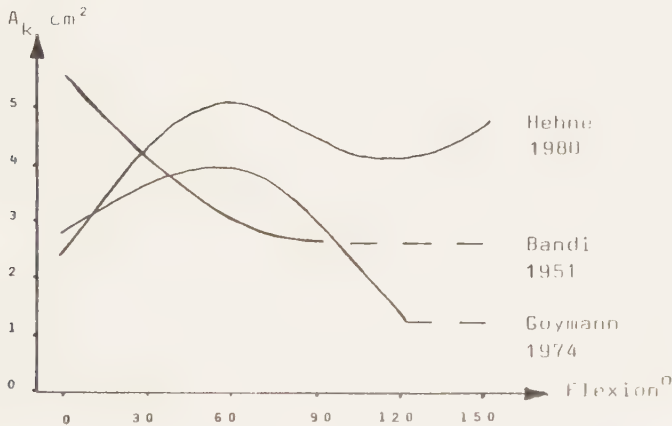


Abb.:7 Kontaktflächenmessungen der Patella mit dem distalen Femur in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel mittels unterschiedlicher experimenteller Methoden. (Abbildung nach Hehne)

Hehne (22) hat deshalb eine experimentelle Methode erarbeitet, mit der Kontaktflächen, Anpreßkräfte, Drucke und Druckverteilungen der Gelenkoberflächen simultan und lastunabhängig gemessen werden können. Das Patellofemoralgelenk wurde von ihm unter anderem aus folgenden Gründen ausgewählt.

Über dieses Gelenk liegen zahlreiche mathematisch-theoretische Arbeiten vor, die gute Vergleichsmöglichkeiten bieten. Retropatellare Knorpelschäden gehören zu den häufigsten Gelenkleiden, die den Orthopäden eine Fülle von Problemen bereiten und ätiologisch vor allem mechanisch erklärt werden. Diese mechanischen Begründungen führten zu zahlreichen Operationsmethoden, die das Gelenk entlasten sollen und teilweise experimentell nachvollziehbar sind. Außerdem ist es experimentellen Studien besonders gut zugänglich (2,10,16,17,18). Dies waren auch für uns die Gründe ein mathematisches Modell zur Bestimmung der am Retropatellargelenk auftretenden Kraft zu entwickeln, als einen Beitrag zur Arthroseprophylaxe und Therapie.

Die folgende kurze Betrachtung der Anatomie der Patella soll zum Verständnis der Biomechanik des Gelenkes und der Pathogenese der Chondromalacia

patellae beitragen.

Die Patella ist annähernd kartenherzförmig, circa 4 - 5 cm lang und breit und 2 - 3 cm dick. In Streckstellung bilden die Quadrizepssehne, die an der Basis der Kniescheibe ansetzt und das am ventro-distalen Teil der Apex patellae inserierende Ligamentum patellae, einen nach lateral offenen Winkel von 160° (Abb.:1).

Mit Ausnahme der Apex ist die gesamte Rückseite der Kniescheibe mit Knorpel überzogen, der die respektable Dicke von 4 - 6 mm erreichen kann. Bis etwa Rechtwinkelstellung artikuliert die Patella mit der Facies articularis femoris, auch Trochlea oder Gleitlager genannt.

Ab 90° Flexion hat die Kniescheibe zunehmend nur Kontakt mit den divergierenden Femurkondylen. Deshalb finden sich bei starker Beugung im Kniegelenk nur noch lateral Kontaktflächen der Patella mit dem distalen Femur. Durch die bei größeren Beugewinkeln auftretenden größeren Anpreßkräfte sinkt die Kniescheibe zwischen den Femurkondylen ein. Bei der Flexion durchläuft die Kniescheibe eine Roll- Gleitbewegung in Bezug auf die Femurkondylen. Ab einer Beugestellung von 60° - 70° gewinnt die Quadrizepssehne zunehmenden Kontakt zur Trochlea, was dem sogenannten Wickelungseffekt von Bandi

entspricht und über eine Vergrößerung des Winkels, den die Quadrizepssehne und die Basis der Patella bilden, zu einer Entlastung des Retropatellargelenkes führt.

Burckhardt (7), Bandi (2) und Fürmaier (15) versuchen unter Anwendung der Hebelgesetze und der Vektorarithmetik die Belastung im femoropatellaren Gelenk zu bestimmen.

Übereinstimmend läßt sich sagen, daß die am Musculus quadriceps einwirkende Kraft durch die Rollenfunktion des distalen Femur zur Tibia umgelenkt und so die Patella an die Femurkondylen gepreßt wird.

Die Resultierende R_p aus der Quadrizepskraft F_q und der Patellarsehnenkraft F_s entspricht, unter Vernachlässigung der Reibung, der retropatellaren Anpreßkraft.

Bei Burckhardt (7) und Fürmaier (15) geht diese nicht durch das momentane Drehzentrum und weicht auch von der Winkelhalbierenden zwischen F_q und F_s ab, was ein Ungleichgewicht dieser Kräfte zur Folge haben muß. Deshalb sind die Hebelarme q und s_2 , gemäß der Gleichung $F_q \times q = F_s \times s_2$, auch verschieden groß. Dies berücksichtigt auch Maquet (29) in seinen mathematischen Betrachtungen zu der

am Retropatellargelenk einwirkenden Kraft. Er geht jedoch von einem innerhalb der Patella wirkenden Drehmoment aus (siehe 4.2), was eine starre Fixation des Systems Patella-distaler Femur voraussetzt, in realiter aber die Kniescheibe auf den Femurkondylen eine Gleitbewegung bei zunehmenden Kniebeugewinkeln durchführt und somit keine feste Bindung vorliegt.

Bei Bandi (3) ist das distale Femurende nur eine einfache Umlenkrolle und es wird nur die Richtung, nicht aber die absolute Größe der Quadrizepskraft geändert, woraus folgt: $F_q = F_s$ und $q = s_2$, weswegen auch die Richtung der Resultierenden R_p in Richtung der Winkelhalbierenden des von beiden Kraftvektoren eingeschlossenen Winkels ist (Abb.: 8,9).

1911 erkannte Fick (6), daß die Quadrizepssehne ab mittleren Kniebeugewinkeln unmittelbar dem distalen Femurende aufliegt und durch die Vergrößerung des von der Quadrizepssehne und der Basis der Patella gebildeten Winkels zu einer Herabsetzung der retropatellaren Anpreßkraft führt.

Nach Bandi (3) ab 50° Flexion, nach Fürmaier (15) ab 65° und nach Goymann und Müller (17) ab 90° .

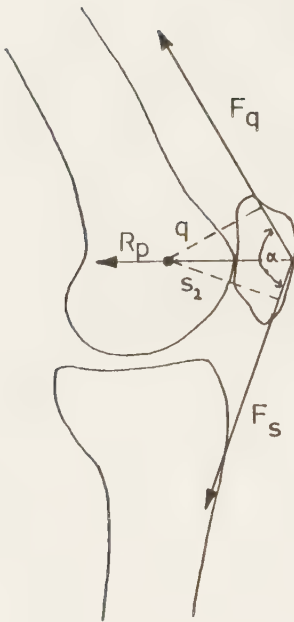


Abb.:8

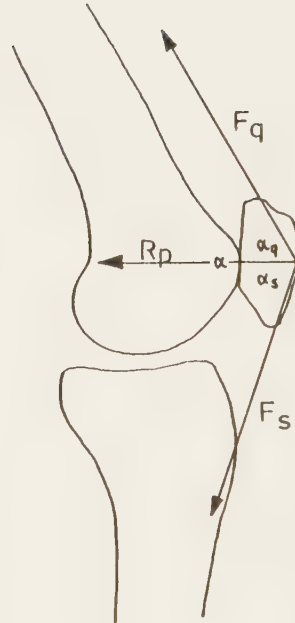


Abb.:9

Abb.:8 Beuge- und Streckmoment im Kniegelenk,
sowie die retropatellare Anpreßkraft.

Abb.:9 Die retropatellare Anpreßkraft R_p als Re-
sultierende der Zugkräfte von Quadrizeps-
sehne F_q und Patellarsehne F_s .
(Beide Abbildungen nach Hehne)

Die auf die Patella einwirkenden äußeren Kräfte verursachen innerhalb der Kniescheibe auftretende Kräfte, die bei Streckstellung des Kniegelenkes vor allem direkt durch die Quadrizeps- und Patellarsehne hervorgerufene Zugkräfte sind. Bei zunehmender Beugung treten die am Retropatellargelenk einwirkenden Kräfte in den Vordergrund. In diesem Fall sind zugleich Zug- und Druckkräfte innerhalb der Patella zu beobachten, die einerseits durch den direkten Zug der Quadrizeps- und Patellarsehne, andererseits durch die Anpreßkraft des retropatellaren Gelenkknorpels an den distalen Femur entstehen und bei größeren Kniebeugewinkeln ihre Maxima haben (12,23,26,31).

Hehne bestimmte nun nach der Touchiermethode (19,35, 37) die Kongruenz und Kontaktflächen von 12 Retropatellargelenken zweidimensional bei Beugewinkeln zwischen 0° und 140° und Zugkräften an der Quadrizepssehne von 20 kp. Er ermittelte dabei eine Gesamtknorpelfläche der Patella von $13.4 \pm 2.2 \text{ cm}^2$, von denen bei kontinuierlicher Beugung von 0° bis 90° insgesamt $8.2 \pm 2.2 \text{ cm}^2$ Kontakt haben, wobei immer eine andere Knorpelzone beansprucht wird und die Berührungsflächen sich kaum überlappen (22). Bei zunehmender Beugung wandert das Kontaktareal an der Patella von distal nach proximal.

In Streckstellung besteht nur eine kleine Kontaktzone (11,46), die mit $1.4 \pm 0.5 \text{ cm}^2$ nur $10.5 \pm 3.2 \%$ der Gesamtknorpelfläche der Patella darstellt.

Bei 30° Flexion verdoppelt sich diese Fläche, um bei 60° mit $3.4 \pm 0.7 \text{ cm}^2$ entsprechend $25.4 \pm 5.0 \%$ ihr Maximum zu erreichen (Tab.:1).

Flexion ($^\circ$)	Kontaktfläche (cm^2)	Kontaktfläche in % der gesamten retro- patellaren Knorpel- fläche
0°	1.4 ± 0.5	10.5 ± 3.2
30°	2.8 ± 0.7	20.9 ± 4.0
60°	3.4 ± 0.7	25.4 ± 5.0
90°	3.2 ± 0.8	23.9 ± 7.1
120°	2.6 ± 0.6	19.4 ± 4.9
140°	2.4 ± 0.4	17.9 ± 2.4

Tab.:1 Größe der Kontaktflächen in Einzelpositionen zwischen 0° und 140° Flexion und der prozentuale Anteil an der gesamten retropatellaren Knorpelfläche (n = 12)
(Tabelle nach Hehne)

Bei Beugestellungen ab 100° haben nur noch die mediale und laterale Facette der Patella Kontakt zu den Femurkondylen. Man kann also sagen, daß die Patella bei Beugewinkeln bis 90° ein zentrales Widerlager hat, während bei größeren Kniebeugewinkeln nur noch zwei periphere Abstützpfeiler vorliegen, wobei die Kontaktfläche, da die Patella zu schmal ist um beide Kondylenpole zu bedecken, auf die Randsegmente des retropatellaren Gelenkknorpels beschränkt ist (Abb.:10).

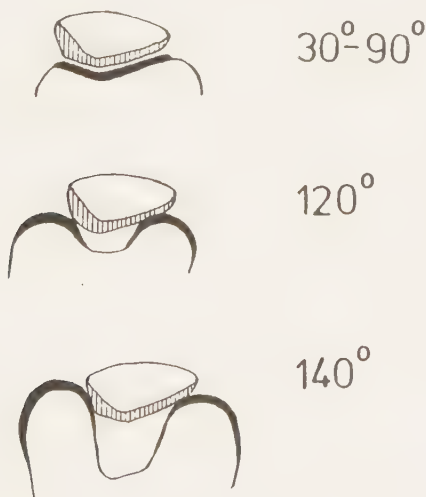


Abb.:10 Beziehung zwischen Patella und Femur in
verschiedenen Beugepositionen
(Abbildung nach Hehne)

Obwohl somit nur ein kleiner Anteil der retropatellaren Knorpelfläche Kontakt hat, kann durch den Umwickelungseffekt, der bei Kniebeugewinkeln über 90° (17) auftritt, die Beanspruchung im femoropatellaren Gelenk in physiologischen Grenzen gehalten werden.

Nach jeweils 30° Winkeldifferenz findet ein völlig neuer retropatellarer Knorpelanteil Kontakt zum Gleitlager, außerdem ändert auch die Patellarsehne ihre Zugrichtung (Abb.:11a,b).

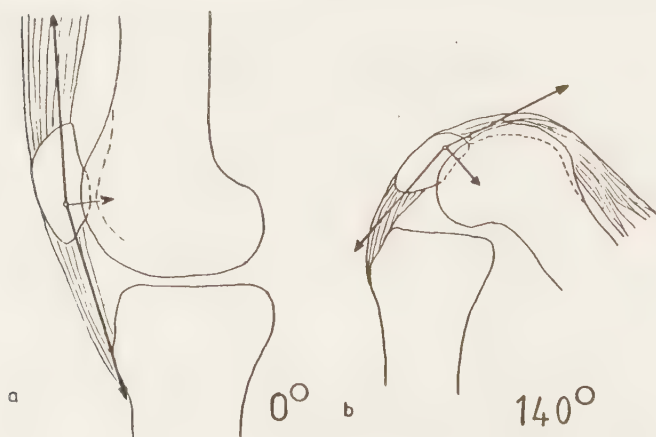


Abb.:11 Richtungsänderung von Patellar- und Quadrizepssehne bei Streckung (a) und Beugung (b) und ihr Einfluß auf die Lage der Patellallängsachse (Abbildung nach Hehne)

Während sie in Streckstellung die Patella nach dorso-distal zieht und so den unteren Pol gegen den Femur drückt, richtet sich ihre Kraft bei extremer Beugung nach ventro-distal, wodurch der untere Patellaanteil vom Femur abgehoben und somit entlastet wird.

Hehne führte Druck- und Kontaktflächenmessungen mit einer Druckmeßfolie durch (22), die durch Farbsignale die auf den jeweiligen Flächen auftretenden Druckkräfte darstellt, wobei jedoch Änderungen der am Retropatellargelenk einwirkenden Kraft während des Meßvorganges nicht darstellbar sind.

Es ergibt sich dabei eine retropatellare Gesamtknorpelfläche von $13.2 \pm 1.4 \text{ cm}^2$. Die Kontaktflächen steigen mit zunehmender Zuglast an der Quadrizepssehne an und zeigen ebenso eine Abhängigkeit vom Beugewinkel (Abb.:12). Der stärkste Anstieg erfolgt zwischen 30° und 60° Flexion bei hohen Zuglasten, wobei die Kontaktflächenzunahme bei Kniebeugewinkelveränderungen geringer ist als bei Lasterhöhung (Abb.:12).

Die retropatellare Anpreßkraft verhält sich wie die Kontaktzonen. Man beobachtet eine Zunahme mit größeren Beugewinkeln, die ihr Maximum zwischen 30° und 60° hat und mit der Vergrößerung der Zuglast,

wobei letztere einen größeren Einfluß auf die retropatellare Anpreßkraft hat (Abb.:13).

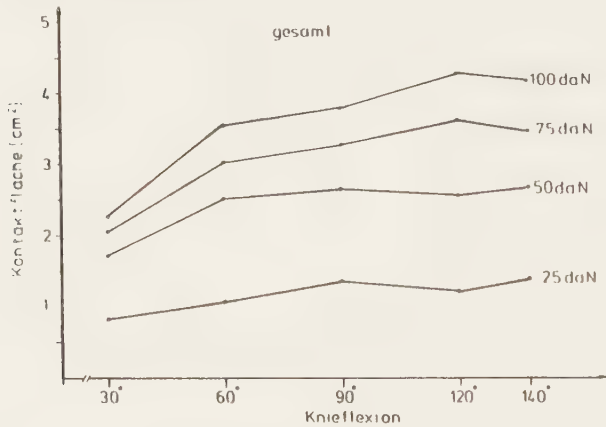


Abb.:12 Kontaktflächen der Patella als Funktion des Kniebeugewinkels bei Sehnenzuglasten von 25-100 daN. n=6 (Abbildung nach Hehne)

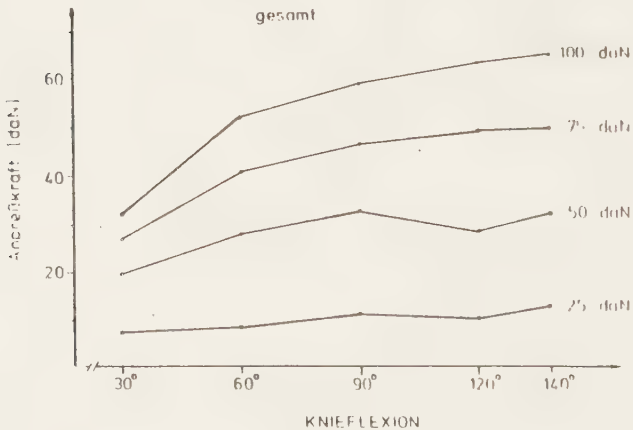


Abb.:13 Anpreßkraft der Patella als Funktion des Kniebeugewinkels bei Sehnenzuglasten von 25-100 daN. n=6 (Abbildung nach Hehne)

Mit zunehmender Beugung erfolgt infolge beginnender Transmission zwischen Quadrizepssehne und distalem Femur retropatellar nur noch ein geringer Kraftanstieg (Abb.:13). Dieser sogenannte Umwicklungseffekt wird ab Kniebeugewinkeln von 90^0 mechanisch relevant. In der Endphase nimmt dann die Belastung der Patella erneut zu.

Die gemessenen Anpreßkräfte sind kleiner als ihre vektoriellen Berechnungen in der Literatur, was, Meßfehler ausgeschlossen, auf eine Vernachlässigung von Tangentialkräften, der resultierenden lateralisierenden Schubkraft und fehlende Berücksichtigung des Umwicklungseffektes in den Berechnungen zurückgeführt werden kann (22).

Die Kontaktflächen nehmen mit ansteigender Belastung zu, was durch die viskoelastische Kompression des Knorpels von Patella und Auflager ermöglicht wird. Bei hohen Zuglasten werden die Zuwachsraten kleiner, weil der Gelenkknorpel immer näher auf sein Festkörpervolumen zusammengepreßt wird. Diese Grenze liegt nach Hehne (22) nicht wesentlich über einer Anpreßkraft von 250 daN.

Dem gleichsinnigen Verhalten von Anpreßkräften und Kontaktflächen entsprechend, bleibt die mittlere Flächenlast im Retropatellargelenk unabhängig von der

Kniebeugung und stellt so einen "Selbstschutz" des Knorpels vor Überlastung dar.

Obwohl die Anpreßkraft in der lateralen Facette der Patella größer ist als in der medialen, sind die Druckverhältnisse, infolge der lateral größeren Kontaktfläche, nicht unterschiedlich.

Deshalb lehnt Hehne (22) die Theorie Ficats (9) von einer medialen Hypo- und einer lateralen Hyperpression des Gelenkknorpels ab.

Der ständige zeitabhängige Kontaktwechsel und der Kontaktgewinn stellt eine Reduktion der Beanspruchung des Gelenkknorpels dar. Zusammen mit den viskoelastischen Eigenschaften des Knorpels scheint er nicht nur einen Überlastungsschutz, sondern auch den für die Ernährungsfunktion wichtigen Walkeffekt zu garantieren (22).

In seinen mathematischen Berechnungen der am Retropatellargelenk auftretenden Kräfte geht Hehne (22) vom Modell der Kraftumlenkung an einer Rolle aus und schreibt dem distalen Femur keinerlei Hebelfunktion zu. Nach Maquet (29) dagegen ändert sich bei der Umlenkung der Quadrizepskraft um das distale Femurende die Größe der Kraft, und zwar auf Grund der unterschiedlichen Distanzen von Quadrizeps- und Patellarsehne zum momentanen Drehzentrum, um das sich die Patella bewegt (Abb.8).

Grundsätzlich ändert jedoch eine Kraft, die an einem Seil um eine Rolle umgelenkt wird ihren Beitrag nicht, Reibungsverluste vernachlässigend. Der senkrechte Abstand der Kraft zum Drehzentrum der Rolle ist ohne Einfluß, da ihm keine Hebelfunktion zukommt, dies wäre erst der Fall, wenn das Seil fest mit der Rolle verbunden wäre.

Das Kettensystem Quadrizepssehne-Patella-Patellar-sehne befindet sich jedoch in einer Relativbewegung zum Femur und die Zugkräfte greifen nicht direkt am Femur an. Deshalb kommt dem Femur auch keinerlei Hebelfunktion zu und die von Maquet (29) angegebenen Distanzen q und s_2 (Abb.:8) sind keine Hebelarme und insofern tritt auch kein Drehmoment auf.

Geht man vom Seil-Rollen-Modell aus ist im Femoropatellargelenk jedoch der in den Kettenzug eingebundene starre Körper Patella zu berücksichtigen. Durch die Kontaktflächenmessungen (22) konnte gezeigt werden, daß die Auflageflächen breit und in der Höhe sehr schmal sind, auch bei hohen Zugkräften. In Näherung kann das Auflager als punktförmig, auf den Durchstoßpunkt der Gelenkresultierenden, betrachtet werden (22). Die Kontaktflächen wandern mit der Beugung über die gesamte Patella. Somit ändern sich die Distanzen Apex-Durchstoßpunkt und

Durchstoßpunkt-Basis, weswegen der Patella selbst die Funktion eines Hypomochlions zukommt (22).

Hehne (22) geht von einem Körper mit punktförmigen Auflager aus, an dessen Enden die Kräfte F_1 und F_2 mit den Winkeln α_1 und α_2 angreifen und der sich im Gleichgewicht befindet. Sein Auflager befindet sich nicht unter dem Massenschwerpunkt, sondern ist nach links verschoben (Abb.:14).

Es ergeben sich somit von den Kraftangriffspunkten zum Auflager die Distanzen respektive Hebelarme r_1 und r_2 .

Hehne führt seine Berechnungen der Retropatellarkraft unter den Voraussetzungen durch, daß die Summe der Drehmomente M_1 und M_2 gleich Null ist. Innerhalb der Patella tritt somit kein Drehmoment auf. Ebenso müssen die Summen der horizontalen und vertikalen Kräfte Null betragen.

Dann kann man die Resultierende F_z berechnen, die der am Retropatellargelenk auftretenden Kraft entspricht (Tab.:2).

Die so errechneten Werte der Anpreßkraft sind im Vergleich zu den mittels der Kontaktflächenmessung gewonnenen höher, da vektoranalytisch nicht zwischen Normal- und Tangentialkräften unterschieden und auch die Größe der lateralisierenden Kraft vernachlässigt wird (22).

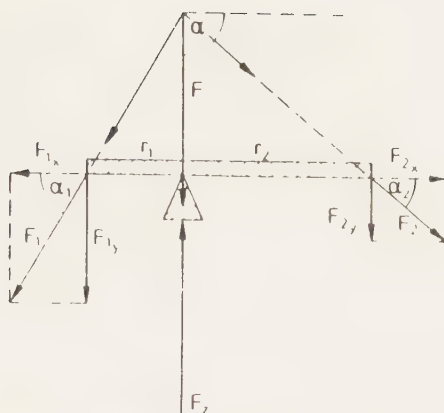


Abb.:14 Momentangleichgewicht an einem Körper mit asymmetrischen Auflager und angreifenden Kräften verschiedener Größe und Richtung (Abbildung nach Hehne)

Knieflexion (°)	Retropatellar- kraft (daN)	Retropatellar- kraft in % der an der Quadri- zepssehne ausge- übten Kraft
30	41.0	68.3
60	64.4	107.3
80	77.2	128.6
90	81.1	135.1
120	95.2	158.6
140	101.2	168.6

Tab.:2 Größe der retropatellaren Anpreßkraft bei einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 60 daN unter der Annahme einer Kraftumlenkung entsprechend dem 2-Rollenmodell (Abbildung nach Hehne)

2.4. Untersuchungen zur Biomechanik der Patella von V. Goymann

Goymann (17) beschäftigt sich vor allem mit dem Umwicklungseffekt der Quadrizepssehne an der Oberschenkelrolle und seine Auswirkung auf die effektive, retropatellare Anpreßkraft.

Mit zunehmender Beugung im Kniegelenk verschiebt sich das Verhältnis der aufliegenden Flächen von Quadrizepssehne und Patella zugunsten der Quadrizepssehne (Abb.:15)

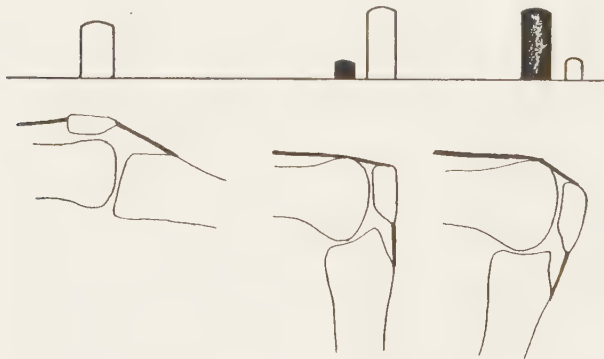


Abb.:15 Verschiebung der Verhältnisse der aufliegenden Flächen von Quadrizepssehne und Patella mit zunehmender Beugung
(Abbildung nach Goymann)

Goymann untersuchte mittels Farbabdrücken an Leichenpräparaten die Größe der artikulierenden Auflagefläche der Kniescheibe. Im Gegensatz zu Hehne (siehe S.26 und 30) beobachtet er eine starke Abnahme der Kontaktfläche bei zunehmenden Kniebeugewinkeln (Abb.:16).

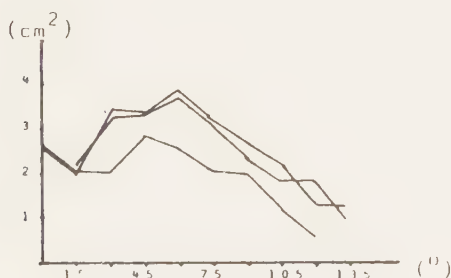


Abb.:16 Graphische Darstellung der Auflageflächen der Patella auf dem distalen Femur bei verschiedenen Kniebeugewinkeln. (3 Kniegelenke, Abbildung nach Goymann)

Übereinstimmend mit Hehne stellt er die größte Kontaktflächenzunahme bei Kniebeugewinkeln zwischen 30° und 60° fest. Rein rechnerisch würde man sich bei steigender Kraft und zunehmender Beugung der Flächenpressung unendlich nähern (Abb.:16), was vom Biologischen undenkbar wäre.

Da jedoch bei zunehmender Beugung ein immer grös-

serer Anteil der Druckkraft über die Quadrizepssehne abgeleitet wird, bleibt die Belastung im Femoropatellarergelenk in physiologischen Grenzen.

Nach Berechnungen von Goymann ergibt sich ohne Berücksichtigung des Umwicklungseffektes bei 110° Beugung und 100 kg Muskelkraft eine Anpreßkraft von 163.8 kg. Unter Einbezug des Umwicklungseffektes findet man eine retropatellare Anpreßkraft von 78.5 kg und an der Umwickelungsstelle von 91.35 kg, zusammen also 169.85 kg (17).

Damit ergibt sich eine Reduktion der am femoropatellaren Gelenk wirkenden Kraft von ca. 54 %. (Goymann gibt die Retropatellarkraft nicht in kp oder N, sondern in kg an)

2.5. Die Patellatypen nach Wiberg und ihr Einfluß auf die retropatellaren Kontaktflächen

Nach Wiberg (46) werden drei Varietäten der Patellaform in tangentialer Sicht unterschieden (Abb.: 16a). Je nach der Größe des Winkels α und konkaver oder konvexer Form der medialen Facette unterscheidet er die Typen I, II, II/III und III. Baumgartl (4) beschreibt noch einen weiteren Typ Wiberg III, nämlich jenen mit einem Höcker auf der medialen Facette. Diese Form bezeichnet man heute als Typ IV bzw. als Typ Baumgartl. Am häufigsten (65%) sind die Typen II und II/III.

Hehne (22) führte Kontaktflächenmessungen bei den unterschiedlichen Patellatypen durch (Tab.: 1a). Dabei ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in der gesamten retropatellaren Knorpelfläche und der Kontaktfläche.

Da die verschiedenen Patellatypen sich nur geringgradig in ihrer Auflagefläche unterscheiden, die jedoch nur einen Einfluß auf den retropatellar wirkenden Druck und nicht auf die von uns zu bestimmende Retropatellarkraft hat und sie außerdem im sagittalen Strahlengang nicht unterschieden werden können, wurden sie bei unserer Versuchsauswertung nicht berücksichtigt.

Typ Wiberg	Charakteristik	Häufigkeit
 I	$\alpha=120^{\circ}-140^{\circ}$ med.Facette=lat.	10%
 II	$\alpha=110^{\circ}-120^{\circ}$ med.Facette=lat.	65%
 II/III	$\alpha=110^{\circ}-120^{\circ}$ wie II, aber med. Facette konvex	
 III	$\alpha=90^{\circ}-110^{\circ}$ med.Facette kon- vex	10%
 IV	$\alpha=90^{\circ}$ med.Facette mit Höcker	15%
(Baumgartl)		

Abb.: 16a Patellatypen nach Wiberg und ihre Häufigkeit. (Abbildung nach Bandi)

Typ	n	GF (cm ²)	KF (cm ²)	KF % (GF)
I	1	12.5	7.9	63
II	5	13.9	9.1	65
II/III	8	13.0	8.7	67
III	9	13.5	7.1	53
IV	1	12.8	9.1	71
Gesamt	24	13.4 $\pm$ 2.2	8.2 $\pm$ 2.2	61 $\pm$ 13

Tab.:1a Größe der Retropatellarfläche (GF) in Beziehung zu den ossären Patellatypen nach Wiberg/Baumgartl, der Kontaktfläche der Patella (KF) bei Flexion bis 90⁰ und ihr prozentualer Anteil an der gesamten Knorpelfläche (% GF). (Tabelle nach Hehne)

3. Das Modell der Kraftumlenkung an der Patella

3.1. Allgemeine Überlegungen zur Anatomie

Die von uns entwickelte Methode der vektoriellen Bestimmung der im femoro-patellaren Gelenk auftretenden Anpreßkraft, bei bekannter Zugkraft an der Quadrizepssehne, verschiedenen Kniebeugewinkeln und Läsionen des Bandapparates, berücksichtigt sowohl die anatomischen Gegebenheiten als auch die durch andere Meßverfahren (22) gewonnenen Erkenntnisse. Wir gehen davon aus, daß die an der Quadrizepssehne einwirkende Kraft am Ansatzpunkt der Sehne, also der Basis der Patella, nur umgelenkt wird und Reibungsverluste vernachlässigend, unverändert an die an der Apex patellae angreifende Patellarsehne weitergeleitet wird und somit dem distalen Femur keine Hebelfunktion zukommt.

Die gewählten Ansatzpunkte stehen im Einklang mit der Anatomie (42).

Die Quadrizepssehne umfaßt die Basis der Kniescheibe in ihrer gesamten Breite. Da bei einer vektoriellen Auswertung nur ein punktförmiger Ansatz angenommen werden kann, haben wir den Ansatzpunkt P_2 , des die Quadrizepssehne darstellenden Vektors, genau in der Mitte der Basis der Patella angelegt.



Abb.:17 Die Bestimmung der am femoro-patellaren Gelenk wirkenden Kraft mittels des mathematisch-vektoriellen Modells der Kraftumlenkung an der Patella (Erklärung siehe Text)



Abb.:18 Die zur mathematisch-vektoriellen Bestimmung der am femoro-patellaren Gelenk wirkenden Kraft notwendigen Hilfsgeraden (Erklärung siehe Text)

Die Patellarsehne umfaßt die ganze Apex patellae, wobei ihre Hauptansatzpunkte mehr nach ventral verschoben sind. Dies findet Eingang bei der Wahl des Punktes P_1 (Abb.:17,18).

3.2. Die Bestimmung der Retropatellarkraft

Durch die Aufstellung eines Kräfteparallelogrammes können die Größen der Kraftvektoren $\vec{p}_1$ und $\vec{p}_2$ bestimmt werden. Diese lassen sich in Vektorkomponenten $\vec{a}_1$ und $\vec{a}_2$ bzw. $\vec{b}_1$ und $\vec{b}_2$ zerlegen, wobei die Summe der Vektoren $\vec{b}_1$ und $\vec{b}_2$ die senkrecht zur Verbindungsgeraden P_1-P_2 wirkende Retropatellarkraft darstellt.

Unter Berücksichtigung des Hebelgesetzes (Kraft $\times$ Kraftarm = Last $\times$ Lastarm) wird ein fiktiver Drehpunkt D der Patella bestimmt, der dem aus dem Röntgenbild entnehmbaren Auflagepunkt auf dem distalen Femur entspricht (Abb.:17,18).

3.3. Die Wanderung des Auflagepunktes der Patella am distalen Femur bei unterschiedlichen Kniebeugewinkeln

Da sich infolge der Änderung der Winkel α_1 und α_2 auch die Beträge der Vektoren $\vec{b}_1$ und $\vec{b}_2$ ändern,

ändert auch der durch Anwendung des Hebelgesetzes ermittelte Drehpunkt D, der dem Auflagepunkt der Patella entspricht, seine Lage. Der an diesem Drehpunkt D angreifende, die am Retropatellargelenk wirkende Kraft darstellende Vektor $\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ weist bei allen Kniebeugewinkeln, Zuglasten und Bandläsionen durch die aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang entnehmbare retropatellare Kontaktzone. Somit kann die Wanderung des Auflagepunktes der Patella am distalen Femur (22) bestätigt werden.

3.4. Die Kippbewegung der Patella

Da wir von fest definierten Ansatzpunkten der Patellar- und Quadrizepssehne an der Apex bzw. Basis der Kniescheibe ausgehen, geben Veränderungen der Winkel α_1 und α_2 (Abb.:17,18) eine Lageveränderung der Patellalängsachse wieder. Somit kann man, wenn man die Größenänderung der Winkel α_1 und α_2 in Relation zum Kniebeugewinkel setzt, eine Kippbewegung, d.h. eine überdurchschnittliche Änderung der Lage der Patellalängsachse nachweisen.

3.5. Innerhalb der Patella auftretende Verformungskräfte (Intrapatellarkräfte)

Neben der im Retropatellargelenk wirkenden Kraft treten in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel und Zuglast auch innerhalb des Sesambeines Patella Verformungskräfte auf. Während bei Streckstellung im Kniegelenk nur entgegengesetzt wirkende Zugkräfte an der in das Kettensystem Quadrizepssehne-Patella-Patellarsehne eingespannten Kniescheibe auftreten, sind bei zunehmender Beugung infolge der ansteigenden retropatellaren Andruckkraft intrapatellare Verformungskräfte zu beobachten, die auf Grund der Elastizität des Gelenkknorpels und der Patella auch zu einer Zunahme der Kontaktareale führen (22). Diese intrapatellaren Verformungskräfte sind sicher auch mitverantwortlich für direkte Patellaverletzungen (27).

Bei der Zerlegung der Kraftvektoren $\vec{p}_1$ und $\vec{p}_2$ in ihre die Retropatellarkraft darstellenden Vektoren $\vec{b}_1$ und $\vec{b}_2$, die senkrecht zur Verbindungsgeraden P_1-P_2 wirken, ergeben sich die Kraftvektoren $\vec{a}_1$ und $\vec{a}_2$, die die innerhalb der Patella auftretenden Verformungskräfte wiedergeben (Abb.:17).

3.6. Variationen zum Kraftangriff

Eine Aufgabe der neuen Methode sollte u.a. sein, daß der Vektor $\vec{b}_1 + \vec{b}_2$, der die am Retropatellarge- lenk wirkende Kraft darstellt, durch die aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang entnehmba- re Kontaktzone von Patella und Femurkondylen weist und damit den anatomischen Gegebenheiten, soweit sie aus dem Röntgenbild ersichtlich werden, Rech- nung getragen wird, im Gegensatz zum Modell von Bandi (siehe Abschnitt 6).

Anfangs wurden die Kraftansatzpunkte der Quadri- zeps- bzw. Patellarsehne so gewählt, daß sie den Schnittpunkten der Mittelparallelen zu den Tangen- ten an der Unter- und Oberseite der Kniescheibe mit der Basis und Apex patellae entsprachen (Abb.: 19).

Dies war konstruktiv einfach und entsprach auch den anatomischen Gegebenheiten, da die Quadrizeps- bzw Patellarsehne die Basis bzw. Apex umfassen.

Jedoch konnte mit dieser Auswertungsmethode, spe- ziell bei kleinen Kniebeugewinkeln und der damit verbundenen geringen Kontaktfläche zwischen Patella und Femur, kein zufriedenstellendes Ergebnis er- zielt werden, da der Kraftvektor $\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ in diesen

Fällen nicht durch das Kontaktareal wies (Abb.:19). Auch eine Ventralisation des Kraftansatzpunktes der Quadrizepssehne führte zu keiner Verbesserung und war auch die Anatomie betreffend (42) nicht befriedigend (Abb.:20). Ebenso führten auch Verlagerungen des Kraftansatzpunktes der Patellarsehne zu keinen brauchbaren Ergebnissen.

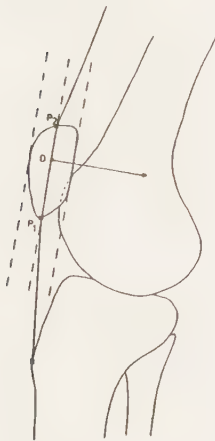


Abb.:19

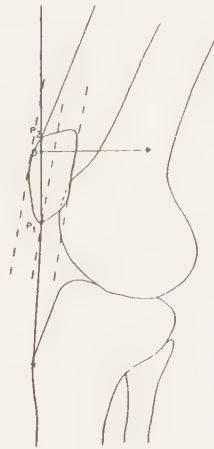


Abb.:20

Alternativen zur Wahl des Kraftansatzpunktes der Quadrizepssehne an der Basis der Patella und ihr Einfluß auf die Richtung des die Retropatellarkraft darstellenden Vektors.

Beide Abbildungen Knie 6, Läsion 1, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN, Knieheugewinkel 20°

Gemessene und berechnete Daten aus Abbildung 19

α_1 :	173.5 ^o	α_2 :	167.6 ^o		
$\vec{p}_1$:	2.27 daN	$\vec{p}_2$:	4.37 daN		
$\vec{a}_1$:	0.29 daN	$\vec{a}_2$:	0.47 daN	$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$:	0.76 daN
$\vec{b}_1$:	2.26 daN	$\vec{b}_2$:	4.29 daN	$\vec{b}_1 + \vec{b}_2$:	6.55 daN
r_1 :	31.44 mm	r_2 :	16.56 mm	$p_1 - p_2$:	48.00 mm

Gemessene und berechnete Daten aus Abbildung 20

α_1 :	184.0°	α_2 :	157.2°		
$\vec{p}_1$:	-1.40 daN	$\vec{p}_2$:	7.91 daN		
$\vec{a}_1$:	0.05 daN	$\vec{a}_2$:	1.56 daN	$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$:	1.61 daN
$\vec{b}_1$:	-1.40 daN	$\vec{b}_2$:	7.75 daN	$\vec{b}_1 + \vec{b}_2$:	6.35 daN
r_1 :	37.27 mm	r_2 :	6.73 mm	$p_1 - p_2$:	44.00 mm

Die Werte für die Retropatellarkraft unterscheiden sich nur unerheblich (7.35 daN neue Methode, 6.55 daN Abb.:19, 6.35 daN Abb.:20).

Der resultierende Vektor weicht jedoch bei den Alternativen deutlich von dem aus dem Röntgenbild ersichtlichen Auflagepunkt ab. Somit kann damit auch nicht die von Hehne (22) mittels Kontaktflächenmessungen nachgewiesene Wanderung der femoropatellaren Auflagezone nachvollzogen werden.

4. Die Auswertung der Röntgenbilder im seitlichen Strahlengang

Die Abbildungen 17 und 18 geben ein im seitlichen Strahlengang aufgenommenes Knie wieder, bei einem Beugewinkel von 60° .

Zur Auswertung legt man eine Tangente an die Unterseite der Patella, dazu eine Parallele tangential an die Oberkante. Anschließend konstruiert man eine Parallele in der Mitte der beiden erhaltenen Geraden. Ihr Schnittpunkt P_2 mit der Basis der Patella entspricht dem Ansatzpunkt der Quadrizepssehne.

Der Abstand der Mittelparallelen von der an der Oberseite der Kniescheibe verlaufenden Geraden wird im Verhältnis 2 : 1 geteilt und eine weitere Parallele konstruiert, deren Schnittpunkt p_1 mit der Apex patellae den Ansatzpunkt der Patellarsehne wiedergibt.

Anschließend werden die Punkte P_1 und P_2 miteinander verbunden.

Der Punkt T stellt die Spitze der Tuberositas tibiae dar und kann direkt aus dem Röntgenbild entnommen werden. Die Verbindungsgerade T - P_1 entspricht dem Verlauf der Patellarsehne.

Nun legt man durch den Punkt P_2 eine zur Unterkante des Femur, dem Verlauf der Quadrizepssehne entsprechende, parallele Gerade.

Nach Bestimmung der Winkel α_1 und α_2 können mit den unten angegebenen Formeln die in der Abbildung 17 eingetragenen Vektoren $\vec{p}$, $\vec{b}$, $\vec{a}$, die Hebelarme r und damit der auf intrapatellar führenden Verbindungsgeraden P_1 - P_2 liegende, fiktive Drehpunkt D , an dem senkrecht zu P_1 - P_2 die aus der Summe der Kraftvektoren $\vec{b}_1$ und $\vec{b}_2$ bestehende Retropatellarkraft angreift, bestimmt werden.

Der Punkt P_3 kennzeichnet den bei bestimmten Kniebeugewinkel -meist über 90° - und Bandläsionen -vor allem Kreuzbandrupturen- auftretenden Umwicklungspunkt der Quadrizepssehne auf der Kondylenrolle.

Desgleichen kann nach der Durchtrennung beider Kreuzbänder, als Folge des damit auftretenden massiven Schubladeneffektes, auch ein sogenannter unterer Umwicklungspunkt P ausgemacht werden, der durch die Umwicklung der Tibiaoberkante durch die Patellarsehne zustande kommt.

Beide Effekte führen zu einer meßbaren, deutlichen Entlastung des femoro-patellaren Gelenkes, wobei letzterer klinisch und biomechanisch wenig relevant ist.

Zur Auswertung verwendete Formeln

$$\vec{p} = (\cos \alpha/2) \cdot 2 X$$

$$\vec{b} = (\sin \alpha/2) \cdot \vec{p}$$

$$\vec{a} = (\cos \alpha/2) \cdot \vec{p}$$

X = die an der Quadrizepssehne ausgeübte Zugkraft
in daN

Bestimmung des fiktiven Drehpunktes D durch Anwendung des Hebelgesetzes: $r_1 b_1 = r_2 b_2$

$$r_1 + r_2 = p_1 - p_2$$

5. Versuchsaufbau und Durchführung

5.1. Apparatur

Die Messungen wurden mit der in Abbildung 21 wiedergegebenen Apparatur durchgeführt, die sich an der von Hehne zur Kontaktflächenbestimmung verwendeten anlehnt (22).

In den Tibiaschaft wurde ein Marknagel eingebracht und mit Knochenzement fixiert. Der Marknagel (I) konnte dann in einer Schraubzwinde (K) im Mittelpunkt des Halbkreisbogens befestigt werden.

An der Oberseite des Femurs wurde ein blankpoliertes Flacheisen (Edelstahl) (D) mit zwei durch Muttern gesicherten Schrauben (G) befestigt, das seinerseits in einem auf dem Halbkreisbogen beweglichen Schlitten (E) verkantungsfrei geführt wurde und somit eine annähernd physiologische Beugebewegung durchgeführt werden konnte.

Auf eine Bewegung des Kniegelenkes auf einer Polkurve wurde verzichtet, da nur vergleichende Messungen der Retropatellarkraft in Abhängigkeit von der Beschaffenheit des Bandapparates durchgeführt werden sollten und außerdem bei den zum Vergleich herangezogenen Untersuchungen von Hehne (22) und Bandi (2,3) mit einer ähnlichen Apparatur, ohne Ausgleich der Polkurve gearbeitet wurde.

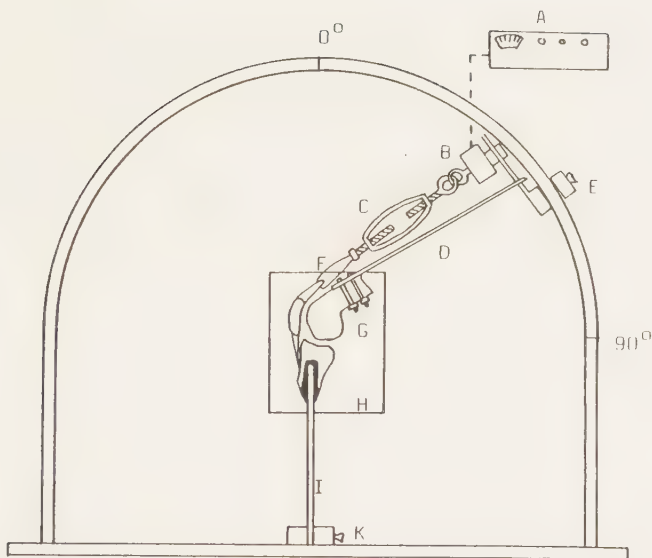


Abb.:21 Versuchsanordnung (Erklärung siehe Text)

Die Quadrizepssehne wurde zwischen zwei Stahlplatten (F) geklemmt und über einen Draht mit einer Kraftmeßdose (B) verbunden, die an dem beweglichen Schlitten befestigt war.

Die an der Quadrizepssehne einwirkende Kraft konnte mittels eines dazwischengeschalteten Schraubgewindes (C) von 0 - 40 daN variiert werden.

Die verwendete Kraftmeßdose (Piezo-System) lieferte bei einer Betriebsspannung von 10 Volt eine Ausgangsspannung von 2 mV/50 daN und war an einen

Mehrkanalmeßverstärker (A) angeschlossen.

Für die Röntgenaufnahmen im seitlichen Strahlengang bei Kniebeugewinkeln von 0° - 90° , Zugkräften an der Quadrizepssehne von 20 daN und 40 daN, intaktem Bandapparat und artifiziell gesetzten Bandläsionen, wurde Bildmaterial der Größe 24 X 16 cm (H) verwendet.

5.2. Verwendetes Material

Verwendet wurden zehn stabile und makroskopisch intakte Kniegelenke von Männern, ohne anamnestische Hinweise auf Gelenkleiden, mit einer Altersverteilung zwischen 35 und 64 Jahren.

Die angelieferten, tiefgefrorenen Präparate wurden bei -20°C gelagert und vor Versuchsbeginn bei 21°C und 60% Luftfeuchte aufgetaut. Längeres Lagern bei Zimmertemperatur führte nach eigenen Erfahrungen zu einer Denaturierung des Bandapparates, der dann Zugbelastungen von 40 daN nicht mehr standhielt, weshalb auch nur sechs Kniegelenke ausgewertet werden konnten.

Während der Präparation und der Meßvorgänge wurden die Kniegelenke mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten.

Die Muskulatur wurde bis zur Gelenkkapsel abpräpariert.

Zur Durchtrennung des Bandapparates wurde die Gelenkkapsel vorsichtig mit einem Skalpell eröffnet und anschließend sorgfältig mit Einzelknopfnähten verschlossen.

Der Femurteil wies eine Länge von 20 cm und der Unterschenkelanteil eine von 15 cm auf.

5.3. Röntgenbildreihen und Läsionen

Es wurden jeweils vier Bildreihen für 20 daN und 40 daN Zugkraft an der Quadrizepssehne, bei Kniebeugewinkeln von 0° , 20° , 40° , 60° , 80° und 90° durchgeführt.

Bildreihe 1 bei intaktem Bandapparat, Bildreihe 2 nach Durchtrennung des Außenbandes (Läsion 1), Bildreihe 3 nach Durchtrennung des Innenbandes (Läsion 2) und Bildreihe 4 nach Durchtrennung des vorderen und hinteren Kreuzbandes (Läsion 3).

Es wurde mit Zugkräften an der Quadrizepssehne von 20 daN und 40 daN gearbeitet, da die zum Vergleich herangezogenen Untersuchungsergebnisse unter ähnlichen Bedingungen zustande kamen.

In vivo treten zwar höhere Zugkräfte auf, die sich

aber in vitro durch den fehlenden Schutz , der das Kniegelenk umgebenden Muskulatur, nicht ohne Läsionen am Bandapparat reproduzieren lassen.

6. Modellergebnisse

6.1. Vergleich mit der nach Bandi errechneten Retropatellarkraft

Am ausgesuchten Kniegelenk (Knie 6) soll zunächst die nach unserem mathematisch-vektoriellen Modell der Kraftumlenkung an der Patella bestimmte Retropatellarkraft bei verschiedenen Kniebeugewinkeln von 0° - 90° , intaktem Bandapparat und nach artifizuell herbeigeführten Läsionen, mit der nach der Methode von Bandi bestimmten, verglichen werden. Um die Auswertung überschaubar zu halten vergleichen wir nur die Ergebnisse der Meßreihe, die mit einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 20 daN durchgeführt wurde, da auch bei einer Zugkraft von 40 kp die gleiche Tendenz, die Änderung der Retropatellarkraft betreffend, in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel und Bandläsionen erkennbar ist, wie aus den berechneten Größen, die im tabellarischen Anhang aufgeführt sind, ersichtlich wird. Vergleicht man die Änderung der Retropatellarkraft bei zunehmender Kniebeugung sieht man, daß sie in beiden Modellen den gleichen Gesetzen unterworfen ist. Es erfolgt nämlich ein nahezu linearer Anstieg mit der Zunahme des Kniebeugewinkels (Abb.:22a-d).

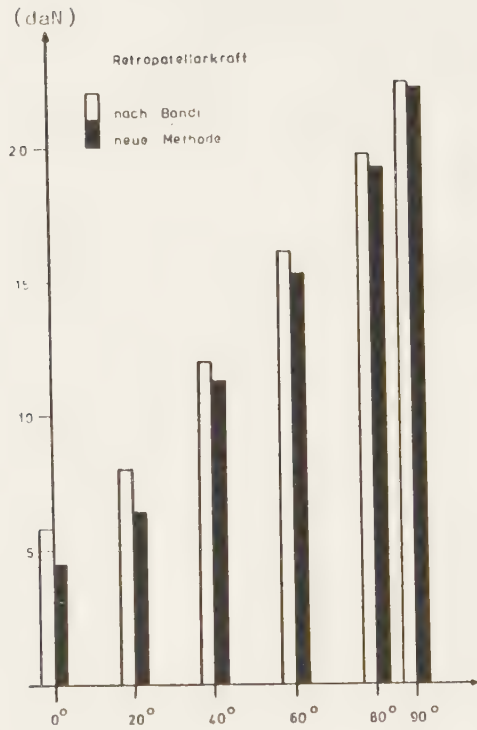


Abb.:22a Vergleich der nach Bandi und unserer Methode am Kniegelenk 6 berechneten Retropatellarkraft in daN bei Kniegelenkwinkeln von 0°-90°, intaktem Bandapparat und einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 20 daN. (Erklärung siehe Text)

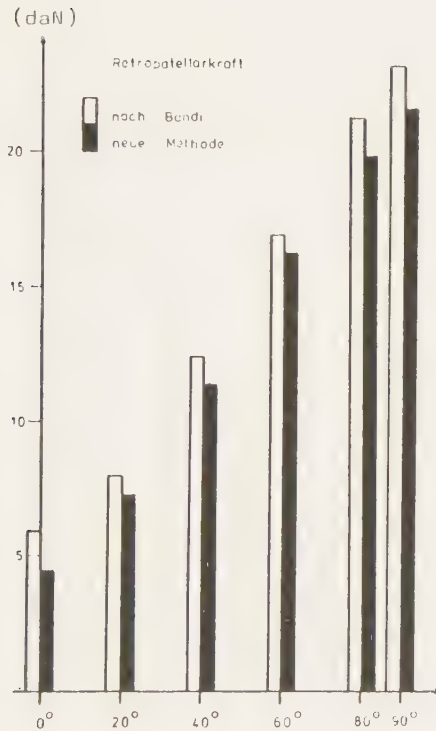


Abb.:22b Vergleich der nach Bandi und unserer Methode am Kniegelenk 6 berechneten Retropatellarkraft in daN bei Kniebeugewinkeln von 0°-90°, Durchtrennung des Außenbandes und einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 20 daN. (Erklärung siehe Text)

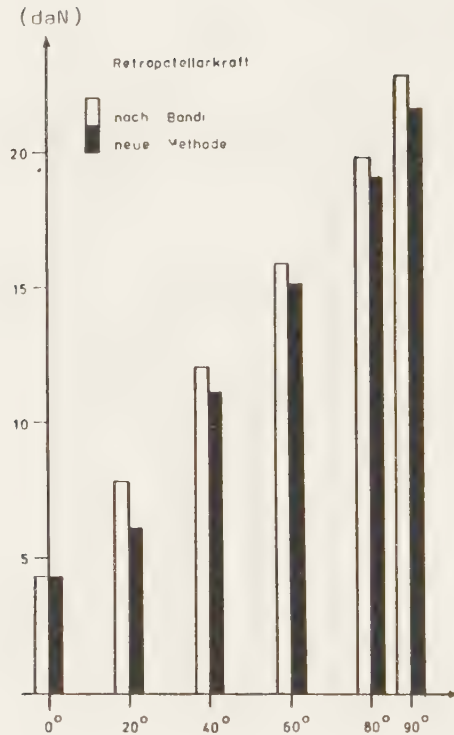


Abb.:22c Vergleich der nach Bandi und unserer Methode am Kniegelenk 6 berechneten Retropatellarkraft in daN bei Kniebeugewinkeln von 0°-90°, Durchtrennung des Innenbandes und einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 20 daN. (Erklärung siehe Text)

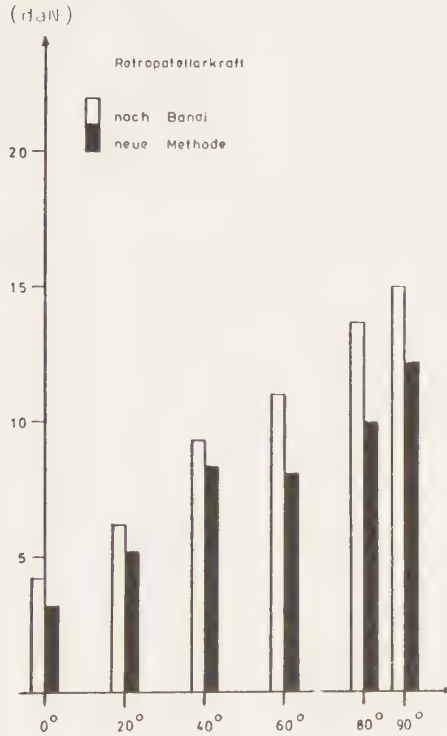


Abb.:22d Vergleich der nach Bandi und unserer Methode am Kniegelenk 6 berechneten Retropatellarkraft in daN bei Kniegelenkwinkeln von 0°-90°, Durchtrennung beider Kreuzbänder und einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 20 daN. (Erklärung siehe Text)

Die absolute Größe der Retropatellarkraft ist jedoch nach Bandi zwischen 2% und 21% größer, als die nach unserer Methode berechnete (Tab.:3).

	Knie 6 (intakt)		Knie 6 (Läsion 1)	
Flexion	Bandi	neue Methode	Bandi	neue Methode
0°	5.77	4.52	5.91	4.45
20°	7.97	6.42	7.97	7.35
40°	11.86	11.31	12.36	11.36
60°	15.95	15.40	16.90	16.33
80°	19.55	19.15	21.32	19.91
90°	22.37	22.10	23.17	21.72
0°	4.32	4.31	4.18	3.21
20°	7.77	6.12	6.25	5.22
40°	12.03	11.14	9.33	8.37
60°	15.82	15.08	11.02	8.10
80°	19.70	19.03	13.68	10.03
90°	22.71	21.52	14.98	12.18
	Knie 6 (Läsion 2)		Knie 6 (Läsion 3)	

Tab.:3 Die Retropatellarkraft in daN im Vergleich bei einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 20 daN, verschiedenen Kniebeugewinkeln und Bandläsionen

In natura treten wegen der entlastend wirkenden Tangentialkräfte, die im seitlichen Strahlengang nicht erfaßt werden können, noch geringere Anpreßkräfte im femoro-patellaren Gelenk auf (siehe 2.3.), sodaß in dieser Hinsicht unser Modell realistischere Werte liefert, zumal auch die intrapatellar wirkenden Verformungskräfte (siehe 6.6.) in unsere mathematisch-vektoriellen Berechnungen eingehen und nach Bandi nicht bestimmt werden können. Speziell in Streckstellung ergeben sich deutliche Unterschiede in der Retropatellarkraft (bis 21%). Gerade in diesem Bereich weist auch das Modell von Bandi die größten Schwachstellen auf, weil der die Retropatellarkraft darstellende Kraftvektor R , der unserem Summenvektor $\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ entspricht, überhaupt nicht durch die aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang ersichtliche femoro-patellare Kontaktzone führt (Abb.:27a-f).

6.2. Vergleich mit der von Hehne bestimmten Retropatellarkraft

Um die von Hehne angegebenen Werte für die Retropatellarkraft anschaulicher vergleichen zu können, werden diese und die zum Vergleich herangezogenen

Werte von Bandi und uns in % der an der Quadrizepssehne ausgeübten Kraft angegeben (Tab.:4).

Flexion	Hehne	Bandi	neue Methode
60°	107.3%	79.8%	77.0%
80°	128.6%	97.8%	95.8%
90°	135.1%	111.8%	110.5%

Tab.:4 Vergleich der nach den Methoden von Hehne, Bandi und uns bestimmten Retropatellarkraft in % der an der Quadrizepssehne ausgeübten Zugkraft und Kniebeugewinkeln von 60°, 80° und 90°

Hieraus ist ersichtlich, daß auch die von Hehne bestimmten Werte höher liegen als unsere, wobei er jedoch selbst darauf verweist, daß die errechnete Retropatellarkraft immer höher ist, als die mittels Kontaktflächenmessung experimentell bestimmte (siehe 2.3.).

Jedoch ist festzustellen, daß sich die relativen Werte Hehnes nicht von denen nach Bandis und unserer Methode bestimmten unterscheiden, d.h. seine Retropatellarkraft liegt bei allen drei Kniebeugewinkeln zwischen 27% und 31% höher. In einer ver-

gleichenden graphischen Darstellung ergäbe sich somit nur ein nach höheren Absolutwerten verschobener Kurvenverlauf.

Betrachtet man die Berechnungen anderer Autoren (2,3,14,15,22) kann man feststellen, daß gerade im Bereich stärkerer Flexion erhebliche Unterschiede der bestimmten Retropatellarkraft zu Tage treten (Abb.:1).

6.3. Die Wanderung des Auflagepunktes und die Gleitbewegung der Patella in Abhängigkeit des Kniebeugewinkels

Die Kontaktfläche der Patella auf dem distalen Femur wandert bei zunehmender Kniebeugung von distal nach proximal, sodaß immer neue Knorpelzonen Kontakt bekommen (22).

Wir wollen diese Wanderung des Auflagepunktes und die gegen Ende auftretende Gleitbewegung der Patella mit der neuen Methode bestätigen.

Es wird hierfür das Verhältnis der im fiktiven Drehpunkt D angreifenden Hebelarme r_1 und r_2 gegen den Kniebeugewinkel aufgetragen (Abb.:23) und mit dem tatsächlichen aus der Röntgenaufnahme im seitlichen Strahlengang entnehmbaren Auflagepunkt verglichen.

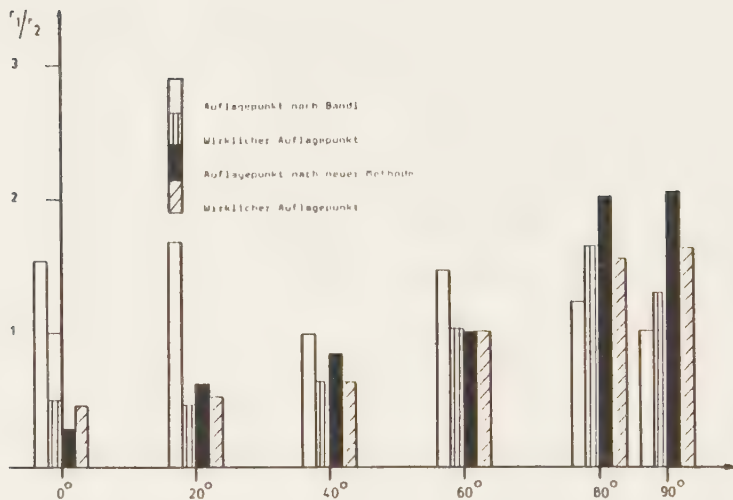


Abb.:23 Vergleichende Darstellung der Wanderung des Auflagepunktes und der Gleitbewegung der Patella in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel. Kniegelenk 6, Läsion 1, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN.
(Erklärung und Interpretation siehe Text)

Dieser wird wie folgt bestimmt (Abb.:24). Die äußeren Grenzen der aus dem Röntgenbild ersichtlichen Auflagefläche werden durch die Punkte A und B festgelegt und durch den Mittelpunkt der Geraden A-B das Lot auf die Gerade P_1-P_2 gefällt. Dann werden die sich nun ergebenden Hebelarme r'_1 (P_1-D') und

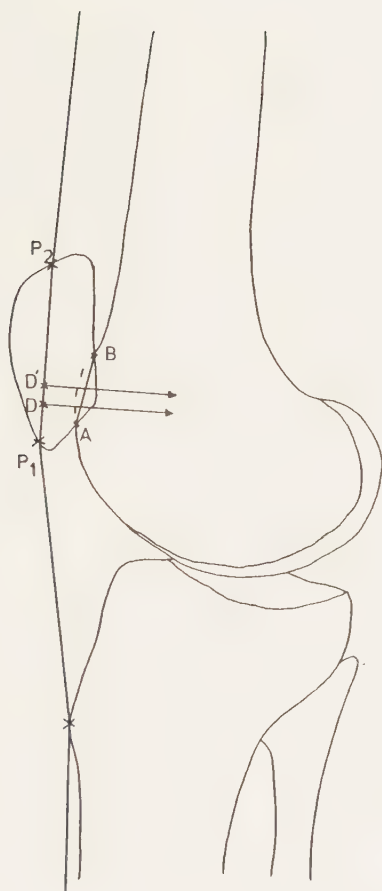


Abb.:24 Bestimmung des aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang ersichtlichen Auflagepunktes der Patella auf dem distalen Femur im Vergleich mit dem nach unserer Methode berechneten. Kniegelenk 6, Läsion 1, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN, Kniebeuwinkel 0^0 . (Erklärung siehe Text)

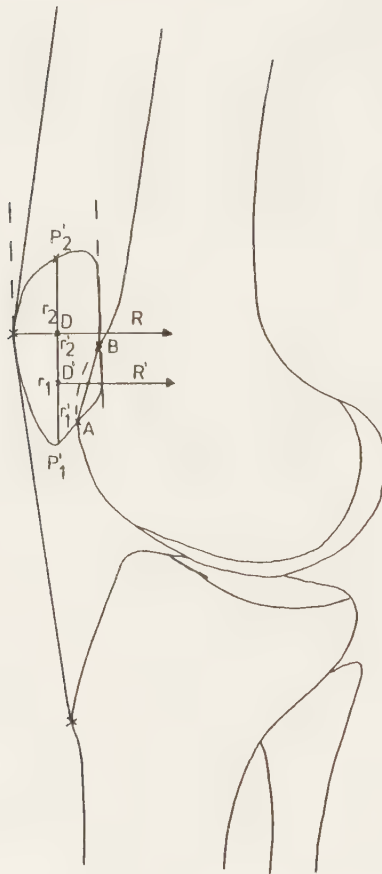


Abb.:25 Bestimmung des aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang ersichtlichen Auflagepunktes der Patella auf dem distalen Femur im Vergleich mit dem nach Bandi berechneten. Kniegelenk 6, Läsion 1, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN, Kniebeugewinkel 0^0 . (Erklärung siehe Text)

r'_2 ($D'-P'_2$) ausgemessen und ihr Verhältnis gegen den Kniebeugewinkel aufgetragen (Abb.:23).

Um mit dem Modell von Bandi vergleichbare Verhältnisse zu erhalten wird zum, die Retropatellarkraft darstellenden, Vektor R eine Senkrechte gelegt, welche die Patella an ihrer Basis halbiert und den Punkt P'_2 ergibt (Abb.:25). Ihr Schnittpunkt mit R sei der fiktive Drehpunkt D. Die Verlängerung der Geraden P'_2 -D schneidet die Apex patellae im Punkt P'_1 . Die gewonnenen Geraden P'_1 -D und D - P'_2 entsprechen den Hebelarmen r_1 und r_2 in unserem Modell.

Den tatsächlichen Auflagepunkt erhält man, indem man die aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang entnehmbare Kontaktzonengrenzen A und B verbindet und durch den Mittelpunkt der Geraden A-B das Lot auf die Gerade P'_1 - P'_2 fällt. Die Strecken P'_1 -D und D - P'_2 entsprechen den Hebelarmen r'_1 und r'_2 in unserem Modell.

Man kann nun erkennen (Abb.:23,27a-f), daß der die Retropatellarkraft darstellende Vektor R bei Bandi nahezu immer durch den gleichen Punkt auf dem distalen Femur weist und, im Gegensatz zur natürlichen Verschiebung nach proximal, bei zunehmender Flexion eher nach distal wandert und vom tatsäch-

lichen, aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang, ermittelten Auflagepunkt stark abweicht (Abb.:27a-f).

Der nach unserer Methode bestimmte Kraftvektor $\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ macht die Wanderung des Auflagepunktes nach proximal bei zunehmenden Kniebeugewinkeln mit und weist, wenn auch nicht exakt durch den Mittelpunkt der Geraden A-B, so doch immer durch die von den Punkten A und B gebildeten Geraden, die das Kontaktareal der Patella auf dem distalen Femur definiert.

Besonders in Streckstellung des Kniegelenkes, bei der die Auflagefläche nahezu punktförmig ist, führt unser Kraftvektor fast genau durch den aus dem Röntgenbild entnehmbaren Auflagepunkt (Abb.:23, 26a-f).

Ferner sieht man, daß die Wanderung des Auflagepunktes kein linearer Vorgang ist, sondern speziell zwischen 60^0 und 80^0 Flexion eine erhebliche Gleitbewegung nach proximal dazukommt, wie aus dem in diesem Bereich fast exponentiellen Anstieg des Quotienten r_1/r_2 ersichtlich ist (Abb.:23).

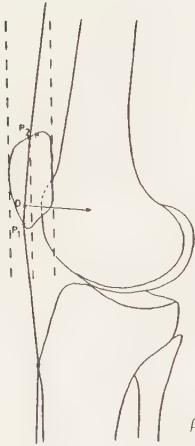


Abb.:26a



Abb.:26b

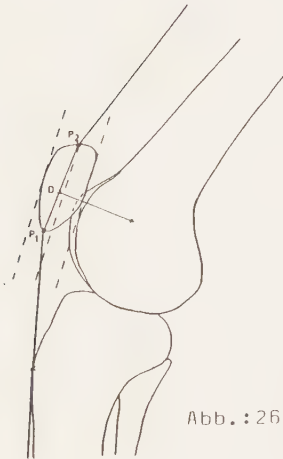


Abb.:26c



Abb.:26d

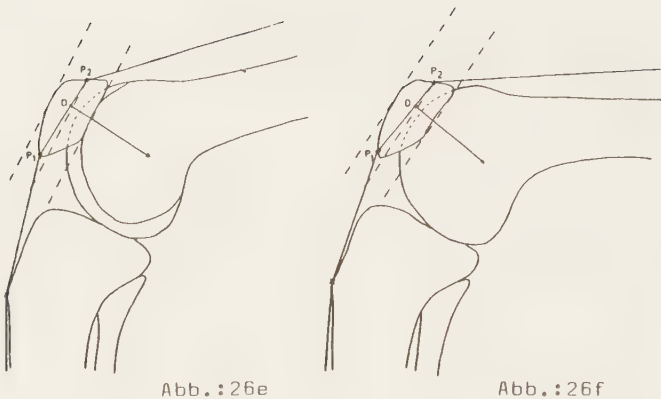


Abb.:26e,f Darstellung der Wanderung des Auflagepunktes und der Gleitbewegung der Patella aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang nach neuer Methode. Vierfach verkleinerte Aufnahmen des Kniegelenks 6, Läsion 1 (Außenband), Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN, Kniebeugewinkel: 26a: 0° , b: 20° , c: 40° , d: 60° , e: 80° , f: 90° . (Interpretation siehe Text)



Abb.:27a

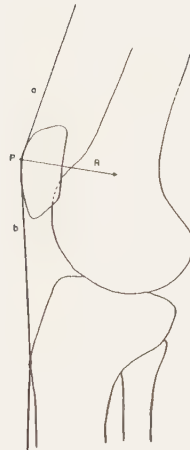


Abb.:27b

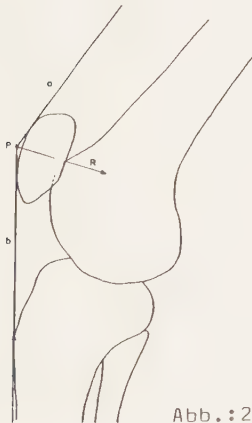


Abb.:27c



Abb.:27d

Abb.:27a-d Erklärung Seite 73

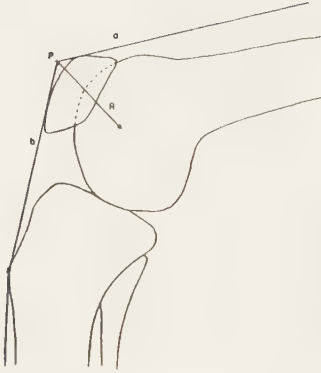


Abb.:27e

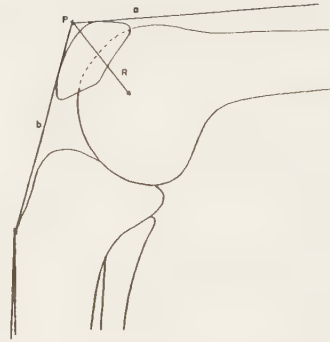


Abb.:27f

Abb.:27e,f Darstellung der Wanderung des Auflagepunktes und der Gleitbewegung der Patella aus dem Röntgenbild im seitlichen Strahlengang nach Bandi. Vierfach verkleinerte Aufnahmen des Kniegelenkes 6, Läsion 1 (Außenband), Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN, Kniebeugewinkel: 27a: 0° , b: 20° , c: 40° , d: 60° , e: 80° , f: 90° . (Interpretation siehe Text)

6.4. Die Kippbewegung der Patella in Abhängigkeit des Kniebeugewinkels

Da wir in unserem Modell von einem festgelegten Kraftansatzpunkt P_1 der Patellarsehne an der Apex patellae ausgehen, gibt der Winkel α_1 die Lage der Patellalängsachse wieder (Abb.:17).

Bei zunehmender Beugung im Kniegelenk ist mit einer Verkleinerung dieses Winkels zu rechnen. Dies sollte ein linearer Vorgang sein unter der Annahme, daß die Längsachse der Patella der Kniebeugung ohne eine sprunghafte Kippbewegung folgt, d.h. der Auflagepunkt D auf dem distalen Femur konstant bleibt und sich nur eine Drehbewegung und keine Kipp-Gleitbewegung nach distal bzw. ventral erfolgt. Eine Verlagerung des Auflagepunktes D nach distal und eine Abkipfung der Patellalängsachse nach ventral muß zwangsläufig eine überproportionale Verkleinerung des Winkels α_1 zur Folge haben, da nach dem Hebelgesetz -Kraft X Kraftarm = Last X Lastarm- eine Verkürzung des Lastarmes r_1 eine Zunahme der Last $\vec{p}_1$ zur Folge hat, die in einem direkten Zusammenhang zum Winkel α_1 steht, gemäß:

$$\vec{p}_1 = (\cos \alpha_1 / 2) \times 2X \quad (\text{Abb.:28a})$$

Betrachtet man nun die Winkeländerung in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel (Tab.:5, Abb.:28) sieht

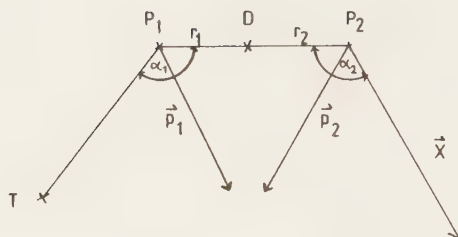


Abb.: 28a Schematische Darstellung des Systems
Quadrizepssehne-Patella-Patellarsehne
(Erklärung siehe Text)

man, daß zwischen Beugewinkeln von 20^0 - 60^0 eine drastische Winkelverkleinerung auftritt, die durch eine Kippung der Patellalängsachse nach ventral erklärt werden kann.

Bei Kniebeugewinkeln über 60^0 wird der Winkel α_1 wieder größer, da in diesem Bereich infolge der Gleitbewegung der Patella (Abb.:23) ihre Längsachse nach dorsal verschoben wird.

Die Ergebnisse nach Durchtrennung beider Kreuzbänder lassen erkennen (Tab.:5, Abb.:28), daß eine Kippbewegung nur noch sehr diskret erfolgt (zwischen 20^0 - 40^0) und wegen des massiven Schubladeneffektes auch eine frühzeitige Gleitbewegung zu

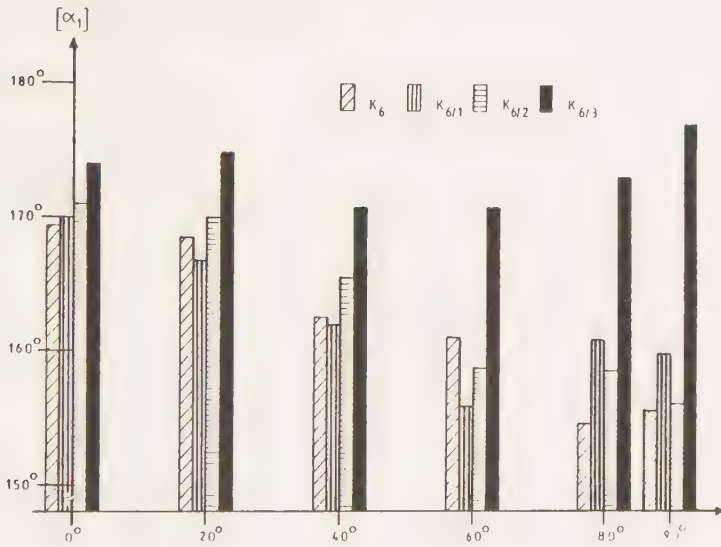


Abb.:28 Graphische Darstellung des im Punkt P_1 an der Apex patellae von der Patellarsehne und der Geraden P_1-P_2 gebildeten Winkels α_1 in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel, bei intaktem Bandapparat, artifiziell gesetzten Läsionen und einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 20 daN.

Kniegelenk 6. K_6 : intakter Bandapparat,
 $K_{6/1}$: Durchtrennung des Außenbandes,
 $K_{6/2}$: Durchtrennung des Innenbandes,
 $K_{6/3}$: Durchtrennung beider Kreuzbänder.
 (Interpretation siehe Text)

standekommen muß, durch die schon bei geringeren Kniebeugewinkeln die proximalen Anteile des Gelenkknorpels beansprucht werden und so, trotz einer Abnahme der effektiven Retropatellarkraft (Abb.: 22d, Tab.:3), eine unphysiologische Beanspruchung im femoro-patellaren Gelenk zu beobachten ist, da bei zunehmender Beugung dann immer dieselben Knorpelzonen Kontakt haben.

Flexion	Knie 6 intakt	Knie 6 Läsion 1	Knie 6 Läsion 2	Knie 6 Läsion 3
0°	169.4°	170.0°	171.0°	174.0°
20°	168.5°	166.8°	170.0°	174.8°
40°	162.5°	162.0°	165.5°	170.8°
60°	161.0°	155.8°	158.5°	170.8°
80°	154.5°	160.8°	158.5°	173.0°
90°	155.6°	159.8°	156.0°	177.0°
	α_1	α_1	α_1	α_1

Tab.:5 Der in Punkt P_1 an der Apex patellae von der Patellarsehne und der Geraden P_1 - P_2 gebildete Winkel α_1 in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel bei intaktem Bandapparat, artifiziell gesetzten Läsionen und einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 20 daN. Kniegelenk 6. (Interpretation siehe Text)

6.5. Der Umwicklungseffekt

Die Quadrizepssehne lagert sich ab gewissen Kniebeugewinkeln dem distalen Femur an und führt über den sogenannten Umwicklungseffekt zu einer Entlastung des Retropatellargelenkes (3,15,17).

Wir konnten diesen Effekt bei einigen Kniegelenken bei einem Kniebeugewinkel von 90^0 beobachten. Bei fast allen jedoch nach Durchtrennung beider Kreuzbänder (Tab.:6).

Bei zwei Kniegelenken trat nach Durchtrennung des stabilisierenden Bandapparates auch ein von uns unterer Wickelpunkt P genannter Punkt auf (Abb.: 17), an dem sich die Patellarsehne wegen des massiven Schubladeneffektes an der distalen Tibia abstützt. Dies wurde jedoch bei den anderen in den Versuchen verwendeten Kniegelenken nicht beobachtet, sodaß anzunehmen ist, daß bei diesen zwei Gelenken auch die Gelenkkapsel nicht mehr völlig intakt war und damit eine vollständige Instabilität vorlag.

Klinisch relevant wird der Umwicklungseffekt sicher erst bei Kniebeugewinkeln über 90^0 , da dann der von der Quadrizepssehne und der intrapatellar laufenden Geraden P_1-P_2 im Punkt P_2 gebil-

Knie	Läsion	Zugkraft an der Quadrizeps- sehne in daN	Kniebeu- gewinkel (°)	Wickelpunkt Femur	Tibia
1	0	20	90	+	-
2	2	40	90	-	+
2	3	20/40	90/80/60	-	+
3	1	20/40	90	+	+
3	2	20	90/80	+	-
3	2	40	90	+	-
3	3	20/40	90	+	+
3	3	20/40	80	-	+
3	3	40	60	-	+
4	3	20/40	90	+	-
5	3	20/40	90/80	+	-
6	3	20/40	90/80/60	+	-

Tab.:6 Die beobachteten Wicklungseffekte in Abhängigkeit von der Zugkraft an der Quadrizepssehne, Beugewinkel und Zustand des Bandapparates. Läsion 0: intakter Bandapparat, Läsion 1: Durchtrennung des Außenbandes, Läsion 2: Durchtrennung des Innenbandes, Läsion 3: Durchtrennung beider Kreuzbänder. Die entsprechenden Retropatellarkräfte ($\vec{b}_1 + \vec{b}_2$) können dem tabellarischen Anhang entnommen werden.

deten Winkel α_2 (Abb.:17,18) nicht mehr wesentlich kleiner und damit die Retropatellarkraft nicht größer wird.

6.6. Die Intrapatellarkraft

Nach unserer Methode kann, durch Aufspaltung der an den Kraftansatzpunkten P_1 und P_2 an der Patella angreifenden Vektoren $\vec{p}_1$ und $\vec{p}_2$ in ihre Teilvektoren $\vec{b}_1$ und $\vec{b}_2$ bzw. $\vec{a}_1$ und $\vec{a}_2$, eine intrapatellar wirkende Kraftkomponente ($\vec{a}_1 + \vec{a}_2$) bestimmt werden. In Streckstellung des Kniegelenkes treten nur geringe Zugkräfte an der in das Kettensystem Quadrizepssehne-Patella-Patellarsehne eingespannten Kniescheibe auf (Abb.:29). Mit zunehmender Beugung wird die Patella mit immer größeren Kräften gegen den distalen Femur gepreßt (Abb.:22a-d), dabei treten dann auch innerhalb der Kniescheibe ganz erhebliche Verformungskräfte auf (Abb.:29), die durch den ventralen Zug der Quadrizeps- und Patellarsehne hervorgerufen werden. Dabei wird der retropatellare Gelenkknorpel bis zu einem Grenzwert zusammengepreßt (16,22) und das elastische Sesambein Patella angespannt.

Frakturen der Patella werden je nach Autor (4,45),

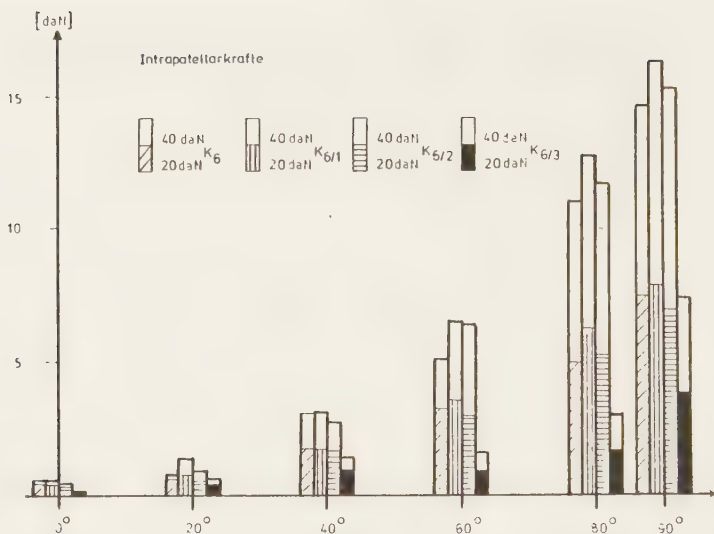


Abb.:29 Graphische Darstellung der intrapatellaren Verformungskräfte in daN in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel, Zustand des Bandapparates, bei Zugkräften an der Quadrizepssehne von 20 daN und 40 daN. Kniegelenk 6. K₆: Intakter Bandapparat, K_{6/1}: Durchtrennung des Außenbandes, K_{6/2}: Durchtrennung des Innenbandes, K_{6/3}: Durchtrennung beider Kreuzbänder. (Interpretation siehe Text)

bezogen auf die Gesamtzahl von Knochenbrüchen mit 0.5% - 1.5% angegeben, wobei diese bei Kindern sehr selten sind und die meisten jenseits des 3. Lebensjahrzehntes zu finden sind (4). In diesen

Fällen spielt sicher auch die im Alter abnehmende Elastizität des Sesambeines Patella eine übergeordnete Rolle. Am häufigsten entstehen Frakturen der Kniescheibe durch direkte Traumen, wie z.B. Verkehrsunfälle. Die Patella kann aber auch ohne direkte Gewalteinwirkung brechen, respektive auseinanderreißen, nur durch den Zug des Musculus quadriceps, was jedoch eine Seltenheit ist und oft nur bei einer durch vorangegangene Traumen kalkarmen Patella vorkommt (27).

Die Patellafraktur entsteht in den meisten Fällen infolge einer kräftigen Kontraktion des Musculus quadriceps und einer direkten Gewalteinwirkung, da, wie schon oben erwähnt, durch den Zug der Quadrizepssehne auch intrapatellar beträchtliche Kräfte auftreten, bis zu 40% der an der Quadrizepssehne wirkenden Kraft bei 90° Flexion (Abb.:29), und so die direkte Gewalteinwirkung auf eine "vorgespannte" und damit unelastischere Patella trifft. Bandläsionen haben auf die Intrapatellarkraft den gleichen Einfluß wie auf die Retropatellarkraft, d.h. erst die Durchtrennung beider Kreuzbänder bewirkt eine deutliche Reduktion (Abb.:29).

6.7. Der Einfluß von Bandläsionen auf die Retro- patellarkraft

Die Durchtrennung des Außen- (Läsion 1) und des Innenbandes (Läsion 2) führt zu keiner relevanten Änderung der Retropatellarkraft (Abb.: 22 b,c, Tab.: 3). Somit haben isolierte Außen- oder Innenbandrupturen keine signifikante Überbeanspruchung des retropatellaren Gelenkknorpels, bei Flexion im Kniegelenk zur Folge, weswegen, abgesehen bei Leistungssportlern, eine operative Intervention nicht unbedingt notwendig erscheint.

Es darf jedoch nicht vernachlässigt werden, daß die mediale bzw. laterale Instabilität, die bei unserer Versuchsanordnung und Problemstellung nicht berücksichtigt werden konnte, gerade bei fehlender Unterstützung durch eine starke Muskulatur, zu unphysiologischen, einseitigen Belastungen im Kniegelenk führen und auch die normale Gleitbewegung der Patella, die sich nicht nur in der Längsachse sondern auch leicht lateral vollzieht, gestört wird, was auf Dauer auch im Retropatellargelenk zu übermäßigem Verschleiß führt.

Bei einer völligen Instabilität im Kniegelenk, was eine Durchtrennung des gesamten Bandapparates vor-

raussetzt, war vorrauszusehen, daß die am Retro-patellargelenk auftretenden Kräfte reduziert würden, da die über das Kettensystem Quadrizeps-
sehne-Patella-Patellarsehne Übertragene Kraft kein Gegenlager im distalen Femur findet, der auf Grund der fehlenden Bandverbindung zum Tibia-plateau nach dorsal abweicht.

Abgesehen von der mechanischen Instabilität, die durch eine starke, stützende Muskulatur nur insuffizient kompensiert werden kann, führen die un-physiologischen Bewegungsvorgänge (siehe 6.3, 6.4) auch im Retropatellargelenk zu Chondropathien, die eine baldmöglichste Wiederherstellung des Bandapparates unbedingt notwendig machen.

7. Diskussion

7.1. Die Problematik der Erstellung und Auswertung der Röntgenbilder im seitlichen Strahlengang

Bei der Erstellung der Röntgenaufnahmen ist vor allem zu beachten, daß der Strahlengang bei allen Aufnahmereihen gleich verläuft, d.h. genau seitlich. Das ist jedes Mal durch Testaufnahmen im Vergleich zu vorausgegangenen zu kontrollieren. Es ist nämlich eine Voraussetzung für eine exakte Auswertung der Aufnahmen, daß das Kniegelenk und dabei speziell die Patella genau seitlich abgebildet wird, da die Hilfsgeraden an die Unter- und Oberkante der Kniescheibe gelegt werden und die Schnittpunkte der Mittelparallelen mit der Apex und Basis der Patella die Kraftansatzpunkte der Patellar- und Quadrizepssehne ergeben. Es können somit nur vergleichbare Resultate erzielt werden, wenn das Patellofemoralgelenk nicht verzerrt dargestellt wird.

Eine Veränderung des Abstandes der Röntgenröhre oder der Bildplatte vom Kniegelenk hat dagegen keinen Einfluß auf die Vergleichbarkeit, da zur Auswertung nur Winkel gemessen werden und keine Streckenlängen.

Bei der Ausübung der Zugkraft auf die Quadrizeps-

sehne ist darauf zu achten, daß auch die volle Kraft auf die Sehne übertragen wird und keine Verspannungen in der Meßapparatur oder Verbiegung des Tibiastumpfes zu einer Verfälschung der tatsächlichen Zugspannung führen.

Für die Auswertung werden die benötigten Hilfsgeraden (Abb.:18) in die Röntgenbilder direkt eingezeichnet und die Winkel α_1 und α_2 bestimmt. Aus den beigefügten Zeichnungen (Abb.:26 und 27), die nur abgezeichnete, verkleinerte Röntgenaufnahmen sind, können deshalb nicht exakt die unseren Berechnungen zu Grunde liegenden Winkelgrößen bestimmt werden.

Die Auswertung der Röntgenbilder ist sehr sorgfältig durchzuführen, da schon Abweichungen von 0.5 Winkelgraden, besonders in Streckstellung des Kniegelenkes, zu einer deutlichen Verschiebung des fiktiven Drehpunktes D führen, sodaß der die Retropatellarkraft darstellende Summenvektor $\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ nicht durch die tatsächliche Auflagezone der Patella auf dem distalen Femur weist.

Mit genügend Erfahrung und einem großen Winkelmesser können Meßgenauigkeiten von 0.2 Winkelgraden erzielt werden, wobei kleinere Meßgenauigkeiten nur einen Einfluß auf die Position des fiktiven

Drehpunktes D auf der Geraden P_1-P_2 , nicht jedoch auf die Retropatellarkraft haben.

7.2. Die Leistungsfähigkeit des Modells der Kraftumlenkung an der Patella als Beitrag zur Kniegelenksgeometrie

Die absoluten Größen der nach unserem Modell bestimmten Retropatellarkraft in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel unterscheiden sich nur unwesentlich von den nach der Methode von Bandi bestimmten (Abb.:22a-d, Tab.:3), jedoch weist bei ihm der diese Kraft darstellende Vektor R, unabhängig vom Kniebeugewinkel, auf einen nahezu konstanten Punkt auf dem distalen Femur (Abb.:27a-f).

Hehne (22) wies mittels Kontaktflächenmessungen in vitro eine Wanderung der Kontaktzone der Knie-
scheibe auf dem distalen Femur von distal nach proximal bei zunehmender Beugung im Kniegelenk nach.

Mit der von uns entwickelten Methode der Kraftumlenkung an definierten Punkten der Basis und Apex patellae kann nicht nur die am Retropatellargelenk wirkende Kraftkomponente mathematisch-vektoriell bestimmt werden, sondern auch die Auflagepunktwan-

derung der Patella bestätigt werden (Abb.:23).

Der nach unserer Methode bestimmte, die Retropatellarkraft darstellende, Summenvektor $\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ weist bei allen Kniebeugewinkeln, unabhängig von der an der Quadrizepssehne ausgeübten Zugkraft, immer durch die aus dem Röntgenbild ersichtliche femoropatellare Kontaktzone (Abb.:26a-f).

Da die Kraftansatzpunkte an der Apex und der Basis der Kniescheibe genau festgelegt sind, kann unsere Methode auch zur Auswertung von Röntgenbildern in anderer Aufnahmetechnik (Tangentialaufnahmen) herangezogen werden.

Außerdem trägt unser Modell auch den tatsächlichen anatomischen Verhältnissen, den Verlauf der Quadrizeps- und Patellarsehne betreffend, Rechnung (siehe 3.1).

Die von Hehne (22) nachgewiesene Gleitbewegung der Patella bezüglich des distalen Femur bei größeren Kniebeugewinkeln kann ebenso bestätigt werden (siehe 6.3), wie die Kippung der Patellalängsachse nach ventral zu Beginn der Flexion (siehe 6.4). Ferner können intrapatellare Verformungskräfte (Abb.:29) bestimmt werden, die zur Erklärung von Frakturen der Kniescheibe mit herangezogen werden können, denn Brüche treten besonders bei direkter

Gewalteinwirkung auf die durch Zug an der Quadrizepssehne und Beugung im Kniegelenk "vorgespannte" Patella. Gerade unter diesen Bedingungen sind nicht unerhebliche Intrapatellarkräfte zu beobachten (Abb.:29).

Der Einfluß von Bandläsionen auf die im Retropatellargelenk und intrapatellar wirkende Kraft wird erst nach Durchtrennung beider Kreuzbänder mechanisch relevant und führt zu einer Reduzierung beider Kraftkomponenten, was jedoch in Folge unphysiologischer Gleit-Kippbewegungen, die wegen der Instabilität des Kniegelenkes besonders bei größeren Beugewinkeln auftreten, trotzdem zu einer Schädigung des retropatellaren Gelenkknorpels führt (siehe 6.7).

8. Zusammenfassung

An ausgewählten Leichenkniegelenken wurde bei Kniebeugewinkeln von 0° - 90° , intaktem Bandapparat, nach Durchtrennung von Außen-, Innen-, vorderem und hinterem Kreuzband, unter Ausübung einer Zugkraft an der Quadrizepssehne von 20 daN und 40 daN, aus den dabei gemachten Röntgenaufnahmen mittels der Methode der Kraftumlenkung an der Patella, die im femoropatellaren Gelenk wirkende Kraft und die Wanderung des Auflagepunktes der Patella am distalen Femür mathematisch-vektoriell bestimmt.

Dabei konnte, als Verbesserung zur bekannten Methode von Bandi, auch die durch die Kontaktflächenmessungen von Hehne nachgewiesene Wanderung der Kontaktzone der Kniescheibe von distal nach proximal bei zunehmenden Kniebeugewinkeln, unabhängig von der an der Quadrizepssehne ausgeübten Zugkraft, bestätigt werden.

Bei Beugewinkeln zwischen 60° - 80° ist eine Gleitbewegung der Patella bezüglich des distalen Femurs, zwischen 20° - 60° eine Kippung der Patellalängsachse nach ventral zu beobachten.

Der Einfluß von Außen- und Innenbandläsionen auf die am Retropatellargelenk wirkende Kraft ist un-

erheblich. Erst die Durchtrennung der beiden Kreuzbänder ergibt wegen der dabei entstehenden femoro-tibialen Schublade eine deutliche Entlastung des femoro-patellaren Gelenkes, besonders bei größeren Kniebeugewinkeln, da dann der Schubladeneffekt sehr stark zu Tage tritt. Auf Grund der dabei im Retro-patellargelenk auftretenden unphysiologischen Kipp-Gleitbewegungen ist jedoch trotzdem mit einer Schädigung des Gelenkknorpels zu rechnen.

Der zur Entlastung des femoro-patellaren Gelenkes führende Umwicklungseffekt wurde bei Kniebeugewinkeln von 90° beobachtet.

Es konnten mit der Methode der Kraftumlenkung auch intrapatellar wirkende Kraftkomponenten bestimmt werden, die ihre Maxima, mit bis zu 50% der an der Quadrizepssehne ausgeübten Kraft, bei größeren Kniebeugewinkeln haben. Dies dient auch mit zur Erklärung der Frakturanfälligkeit der Patella nach direkten Traumen bei starker Flexion im Kniegelenk und angespannter Quadrizepssehne. Ansonsten unterliegt die Intrapatellarkraft den gleichen Gesetzen wie die im Retropatellargelenk wirkende Kraft, d.h. erst die Durchtrennung der Kreuzbänder hat eine Abnahme zur Folge.

9. Summary

With selected knee joints of corpses at knee flexion angles of from 0° - 90° , with intact ligaments and after cutting the outer, inner, anterior and posterior cruciate ligament, the force acting on the femoro-patellar joint and the migration of the point of contact between patella and distal femur were determined by the method of force diversion in a mathematical-vectorial way from radiographs taken when a pulling force of from 20 daN to 40 daN was exerted on the quadriceps tendon.

As an improvement over the known method of Bandi, also the migration of the contact zone of the patella from distal to proximal at increasing knee flexion angles, independent of the pulling force exerted on the quadriceps tendon, having been established by the contact surface measurements by Hehne, could be verified.

At flexion angles between 60° and 80° a sliding movement of the patella with respect to the distal femur, and between 20° and 60° a tilting of the longitudinal axis of the patella toward ventral may be observed. The influence of lesions of the outer and inner ligament on the force acting upon the femoro-patellar joint is insignificant. Only the cutting of said cru-

ciate ligaments results in a distinct relief of the femoro-patellar joint due to the forming of a femoro-tibial drawer, especially at higher knee flexion angles, since the drawer effect is quite apparent then. Nevertheless, owing to the non-physiological sliding and tilting movements occurring in the femoro-patellar joint, an impairment of the articular cartilage has been counted on.

The unwinding effect leading to the relief of the femoro-patellar joint was observed at knee flexion angles of 90° .

By the method of force diversion, also intrapatellar acting force components could be determined, having their maximum values, up to 50% of the force exerted upon the quadriceps tendon, at higher knee flexion angles. This also serves as explanation for the susceptibility of the patella to fractures after direct traumas involving strong flexion and strained quadriceps tendon. In other respects the intrapatellar force is subject to the same laws by which the force acting in the femoro-patellar joint is governed, that means only the cutting of both the cruciate ligaments results in a decrease.

10. Literaturverzeichnis

- (1) Ahmed, A.M., D.L. Burke, A. Tencer, J. Miller, J.W. Stackiewicz: A method for the in vitro measurement of pressure distribution at articular interfaces of synovial joints. Trans. Orthop. Res. Soc. 2 (1977) 178
- (2) Bandi, W.: Über die Aetiologie der Osteochondrosis dissecans. Helv. Chir. Acta. 3 (1951) 221
- (3) Bandi, W.: Die retropatellaren Kniegelenkschäden. Huber, Bern, Stuttgart, Wien 1977
- (4) Baumgartl, F.: Das Kniegelenk. Berlin, Göttingen, Heidelberg, New-York. Springer 1964
- (5) Brown, T.D., A.B. Ferguson: Development of a computational stress analysis of the femoral head. J. Bone Joint Surg. 60 A (1978) 619
- (6) Brown, T.D., A. Kikuide, A.B. Ferguson: Toward a direct measurement of the contact force distribution in the hip. South African Mech. Eng. 128 (1978) 210
- (7) Burckhardt, H.: Über die Entlastung der freien Gelenkkörper und über die Mechanik des Kniegelenkes. Bruns Beitr. Klin. Chi. 130 (1924) 163

- (8) Endler, F.: Einführung in die Biomechanik und Biotechnik des Bewegungsapparates. In: Orthopädie in Praxis und Klinik, Bd.I 2.1-2.301 (1980) Hrsg.: A.N. Witt, H. Rettig, K.F. Schlegel, M. Hackenbrock, W. Hupfauer
- (9) Ficat, P.: Pathologie fémoro-patéllaire. Masson, Paris 1970
- (10) Ficat, P., D.S. Hungerford: Disorders of the patello-femoral joint. Masson, Paris (1977)
- (11) Fick, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. Zweiter Teil: Allgemeine Gelenk- und Muskelmechanik. In: Handbuch der Anatomie des Menschen. Hrsg.: K.v. Bardeleben. Fischer, Jena 1911
- (12) Frankel, V., A. Burstein: Orthopedic Biomechanics. Lea and Febiger, Philadelphia 1970
- (13) Fricke, H.W.: Die Dehnungsmeßstreifen und ihre Anwendung. Draht Fachzeitschrift. 18 (1967) 5
- (14) Friedrich, E., G. Schumpe, O. Nasser: Vergleichende statische Berechnungen am Kniegelenk bei der Ventralisation der Tuberositas tibiae. Z. Orthop. 11 (1973) 134
- (15) Fürmaier, A.: Beitrag zur Mechanik der Patella und des Gesamtkniegelenkes. Arch. Orthop. Unfallchir. 46 (1953a) 78

- (16) Goymann, V., J. Haasters, W. Heller: Neuere Untersuchungen zur Biomechanik der Patella. Z. Orthop. 112 (1974a) 623
- (17) Goymann, V., H.G. Müller: New Calculations of the biomechanics of the patello-femoral joint and its clinical significance. In: The Knee Joint Excerpta Medica, Amsterdam 1974
- (18) Hehne, H.J., G. Hausschild, U. Riede: Kontaktflächenmessungen bei experimentellen totalen und partiellen Meniscektomien als Beitrag zum Arthroseproblem. Z. Orthop. 118 (1980) 634
- (19) Hehne, H.J., U.N. Riede, G. Hausschild, M. Schlageter: Tibio-femorale Kontaktflächenmessungen nach experimentellen partiellen und subtotalen Meniscektomien! Z. Orthop. 119 (1981a) 54
- (20) Hehne, H.J., Ch. Oelze, U.N. Riede: Morphometrische Analyse des Tibiakopfknorpels als Beitrag zum Arthroseproblem. Z. Orthop. 119 (1981b) 449
- (21) Hehne, H.J.: Biomechanik und Chondromalazie des Patellofemoralgelenkes. Experimentelle und vektorielle Analysen zur funktionellen Anatomie und operativen Therapie. Habilitationsschrift, Freiburg 1981c

- (22) Hehne, H.J.: Das Patellofemoralgelenk. Enke-Verlag 1983
- (23) Kittel, C.: Introduction to solid state physics. J. Wiley and Sons, New-York 1971.
- (24) Krahl, H.: Sportverletzungen und Sportschäden bei Hochspringern und ihre Beziehung zu Training und Technik. Med. und Sport XV, 9, 277-280, 1975
- (25) Kummer, B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenkes. I. Allg. Problematik. Z. Anat. Entwickl. Geschichte 127 (1968) 277
- (26) Lagally, M., W. Franz: Vorlesungen über Vektorrechnung. Akad. Verlagsges., Leipzig 1959
- (27) Magerl, F.: Das patello-femorale Gelenk; Ursachen, Formen und Begleitverletzungen der Patellafraktur. Hefte zur Unfallheilkunde, Heft 120, Knochenverletzungen im Kniebereich. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New-York 1975
- (28) Maquet, P., A. van de Berg, J. Simonet: Femoral tibial weight bearing areas. J. Bone Joint Surg. 57 A (1975) 766
- (29) Maquet, P.: Biomechanics of the knee joint. Springer, Berlin 1977
- (30) Mayer, G., K.H. Haase: Die Verwendung von

Draht-Dehnungsmeßstreifen zur experimentellen Spannungsanalyse an Knochen. Z. Exp. Chirurg. 13 (1980) 235

- (31) Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin 1965
- (32) Perry, J., D. Antonelli, W. Ford: Analysis of the knee joint forces during flexed-knee stance. J. Bone Joint Surg. 57 A (1975) 961
- (33) Refior, H.J., M.H. Hackenbroch jun.: Die Reaktion des hyalinen Gelenkknorpels unter Druck, Immobilisation und Distraction. Hefte zur Unfallheilkunde. 127, 23-36, 1976
- (34) Refior, H.J., M. Roth: Rheologische Untersuchungen des hyalinen Gelenkknorpels nach Immobilisation und Kompression im Tierexperiment. In: Osteosynthese, Endoprothetik und Biomechanik der Gelenke. Hrsg.: M. Jäger, M. H. Hackenbroch, H.J. Refior. Thieme, Stuttgart 1980, S. 190
- (35) Riede, U.N., R.K. Schenk, H. Willenegger: Gelenkmechanische Untersuchungen zum Problem der posttraumatischen Arthrosen im oberen Sprunggelenk. I. Die intraartikuläre Modellfraktur. Langenbecks Arch. Chir. 328 (1972) 258

- (36) Riede, U.N., G. Schweizer, J. Marti, H. Wil-
lenegger: Gelenkmechanische Untersuchungen
zum Problem der posttraumatischen Arthrosen im
oberen Sprunggelenk. III. Funktionellmorpho-
metrische Analyse des Gelenkknorpels. Langen-
becks Arch. Chir. 333 (1973) 91
- (37) Riede, U.N., H.J. Hehne: Inkongruenzarthrose.
Hefte zur Unfallheilkunde 133 (1978) 12
- (38) Salter, R.B., P. Field: The effects of conti-
nuous Compression on living articular carti-
lage. An experimental investigation. J. Bone
Surg. 42 A, 31-49, 1961
- (39) Schäfer, R.: Elringverfahren zur Bestimmung
der Pressung und ihrer Verteilung an ver-
spannten Flächen. Der Motor 1969, H 8
- (40) Schneider, G.: Die Früharthrose im Femoro-
patellargelenk des Leistungssportlers. Ein
Beitrag zur Pathogenese degenerativer Gelenk-
erkrankungen. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 54,
401, 1968
- (41) Schöpf, H.J., J. Strecker, E. Karg: Ermitt-
lung von Pressungsverteilungen an Kontakt-
und Dichtflächen. Messen + Prüfen 6 (1980)
388
- (42) Sobotta, J., H. Becher: Atlas der deskripti-

- ven Anatomie des Menschen. 1. Teil, 15. Auflage. Urban und Schwarzenberg, München und Berlin, 1964
- (43) Stock, D.: Untersuchungen zur Effizienz von Hüftoperationen sowie Vorstellung eines Verfahrens zur quantitativen dreidimensionalen Kraftflußbestimmung an Knochenmodellen (Kugeldeformationsverfahren). Habilitationsschrift, Freiburg 1976
- (44) Szabó, J.: Höhere technische Mechanik. Springer, Berlin 1977
- (45) Weller, S., E. Köhnlein: Die Traumatologie des Kniegelenkes, Diagnostik und Therapie. Stuttgart, Thieme 1962
- (46) Wiberg, G.: Roentgenographic and anatomic studies on the femoro-patellar joint, with special reference to chondromalacia patellae. Acta Orthop. Scand. 12 (1941) 319
- (47) Wiles, P.H., P.S. Andrews, M.B. Devas: Chondromalacia of the Patella. J. Bone Surg. 42 B, 95, 1960

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$\vec{P}_1 - \vec{P}_2$ [mm]	49.0	50.0	50.5	50.0	50.0	49.0
α_1 [°]	178.8	176.6	172.2	169.2	170.8	174.5
$\vec{p}_1$ [daN]	0.42	1.19	2.72	3.76	3.21	1.92
$\vec{a}_1$ [daN]	0.00	0.04	0.19	0.35	0.26	0.09
$\vec{b}_1$ [daN]	0.42	1.19	2.71	3.75	3.20	1.92
α_2 [°]	173.8	167.5	162.2	148.6	139.6	132.5
$\vec{p}_2$ [daN]	2.16	4.35	6.19	10.82	13.81	16.11
$\vec{a}_2$ [daN]	0.12	0.47	0.96	2.93	4.77	6.49
$\vec{b}_2$ [daN]	2.16	4.33	6.11	10.42	12.96	14.75
$\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	2.58	5.52	8.82	14.17	16.16	16.66
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.12	0.51	1.15	3.28	5.03	6.58
r_1 [mm]	41.04	39.25	34.97	36.77	40.11	43.36
r_2 [mm]	7.96	10.75	15.53	13.23	9.89	5.64
α_t [°]	186.6	182.8	178.6	175.0	167.8	160.2
$\vec{t}$ [daN]	-2.30	-0.98	0.49	1.74	4.25	6.88
α_3 [°]	--	--	--	--	--	--
$\vec{p}_3$ [daN]	--	--	--	--	--	--
α [°]	--	--	--	--	--	--
$\vec{p}$ [daN]	--	--	--	--	--	--
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:7 Kniegelenk 1, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	51.0	51.0	50.5	50.0	51.0	49.0
α_1 [°]	177.2	174.8	164.2	170.8	166.0	168.0
$\vec{p}_1$ [daN]	1.95	3.63	11.00	6.42	9.75	8.35
$\vec{a}_1$ [daN]	0.05	0.16	1.59	0.59	1.19	0.87
$\vec{b}_1$ [daN]	1.95	3.63	10.89	6.40	9.68	8.32
α_2 [°]	176.0	166.5	161.0	148.2	145.5	140.0
$\vec{p}_2$ [daN]	2.79	9.40	13.20	21.92	23.06	27.36
$\vec{a}_2$ [daN]	0.10	1.10	2.18	6.00	6.64	9.36
$\vec{b}_2$ [daN]	2.79	9.34	13.02	21.08	22.08	25.71
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	4.74	12.96	23.91	27.47	31.75	34.03
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.15	1.26	3.77	6.59	7.83	10.23
r_1 [mm]	30.00	36.74	27.50	38.36	35.46	37.02
r_2 [mm]	21.00	14.26	23.00	11.64	15.54	11.98
α_t [°]	187.2	182.0	183.0	174.0	170.8	163.4
$\vec{t}$ [daN]	-5.02	-1.40	-2.09	4.19	6.42	11.55
α_3 [°]	--	--	--	--	--	--
$\vec{p}_3$ [daN]	--	--	--	--	--	--
α [°]	--	--	--	--	--	--
$\vec{p}$ [daN]	--	--	--	--	--	--
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:8 Kniegelenk 1, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	49,5	47,0	46,0	49,0	49,0	47,0
α_1 [°]	174,8	174,7	165,2	161,2	168,2	170,8
$\vec{P}_1$ [daN]	1,81	1,12	5,15	6,52	4,11	3,21
$\vec{a}_1$ [daN]	0,08	0,10	0,66	1,07	0,42	0,26
$\vec{b}_1$ [daN]	1,81	2,12	5,11	6,45	4,17	3,20
α_2 [°]	170,0	166,9	156,0	144,2	133,1	122,3
$\vec{P}_2$ [daN]	1,49	1,00	9,32	12,29	15,11	13,11
$\vec{a}_2$ [daN]	0,05	0,5	1,73	3,78	6,7	10,00
$\vec{b}_2$ [daN]	1,49	1,2	8,13	11,79	14,55	10,11
$\vec{a}_1 + \vec{b}_1$ [daN]	1,11	1,1	13,24	13,14	14,2	10,1
$\vec{a}_2 + \vec{a}_2$ [daN]	1,13	0,52	2,54	4,45	7,73	10,26
r_1 [mm]	11,11	11,13	28,25	31,59	38,14	33,1
r_2 [mm]	12,11	13,1	17,72	17,41	14,21	7,25
α_t [°]	133,3	133,3	131,2	129,0	123,1	114,8
$\vec{t}$ [daN]	-1,1	-1,1	-1,5	0,70	1,2	2,25
α_3 [°]	-	-	-	-	-	122,3
$\vec{P}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	1,2
α [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{P}$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:9 Kniegelenk 1, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	50.0	49.5	49.0	48.0	46.5	45.0
α_1 [°]	176.2	176.2	166.4	162.0	166.5	172.8
$\vec{p}_1$ [daN]	2.65	2.65	9.47	12.51	9.40	5.02
$\vec{a}_1$ [daN]	0.09	0.09	1.12	1.96	1.11	0.32
$\vec{b}_1$ [daN]	2.65	2.65	9.41	12.36	9.34	5.01
α_2 [°]	175.6	167.4	154.8	145.0	131.4	125.0
$\vec{p}_2$ [daN]	3.07	8.78	17.45	24.06	32.92	36.14
$\vec{a}_2$ [daN]	0.12	0.96	3.81	7.23	13.55	17.16
$\vec{b}_2$ [daN]	3.07	8.72	17.03	22.94	30.00	32.77
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	5.72	11.38	26.43	35.30	59.34	57.78
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.21	1.05	4.93	9.19	14.66	17.38
r_1 [mm]	26.83	37.97	31.57	31.84	36.99	41.05
r_2 [mm]	23.17	11.53	17.43	17.16	11.51	5.45
α_t [°]	186.8	182.0	180.8	177.4	173.0	169.8
$\vec{t}$ [daN]	-4.74	-1.40	-0.56	1.81	6.88	13.54
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{X}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:10 Kniegelenk 1, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	50.5	49.5	49.0	49.0	49.5	47.0
α_1 [°]	175.2	172.4	168.8	161.8	170.5	170.0
$\vec{p}_1$ [daN]	1.67	2.65	3.90	6.33	3.31	3.49
$\vec{a}_1$ [daN]	0.07	0.18	0.38	1.00	0.27	0.30
$\vec{b}_1$ [daN]	1.67	2.65	3.88	6.25	3.30	3.47
α_2 [°]	176.5	169.0	157.4	147.8	125.8	124.5
$\vec{p}_2$ [daN]	1.22	3.83	7.84	11.09	18.22	18.62
$\vec{a}_2$ [daN]	0.04	0.37	1.54	3.08	8.30	8.67
$\vec{b}_2$ [daN]	1.22	3.82	7.69	10.66	16.32	16.48
$\vec{a}_1 + \vec{b}_1$ [daN]	2.84	6.46	11.57	16.90	19.52	19.96
$\vec{a}_2 + \vec{b}_2$ [daN]	0.11	0.55	1.92	4.08	8.57	8.47
r_1 [mm]	21.30	29.24	32.55	27.71	41.13	38.82
r_2 [mm]	29.20	20.26	16.45	16.26	8.37	8.18
α_3 [°]	186.8	186.0	181.2	175.0	169.0	162.8
$\vec{t}$ [daN]	-2.37	-2.09	-0.42	1.74	3.83	5.98
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:11 Kniegelenk.1, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	48.5	50.0	48.0	49.5	49.5	50.0
α_1 [°]	175.4	170.6	167.8	168.2	171.0	171.8
$\vec{p}_1$ [daN]	3.21	0.98	8.50	8.22	6.28	5.72
$\vec{a}_1$ [daN]	0.13	0.01	0.90	0.85	0.49	0.41
$\vec{b}_1$ [daN]	3.21	0.98	8.45	8.18	6.26	5.71
α_2 [°]	176.8	168.5	161.0	143.0	128.0	120.0
$\vec{p}_2$ [daN]	2.23	8.02	13.20	25.38	35.07	40.00
$\vec{a}_2$ [daN]	0.06	0.80	2.18	8.05	15.37	20.00
$\vec{b}_2$ [daN]	2.23	7.97	13.02	24.07	31.52	34.64
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	5.44	8.95	21.48	32.25	37.78	40.35
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.19	0.81	3.08	8.90	15.86	20.41
r_1 [mm]	19.90	44.54	29.11	36.75	41.30	42.43
r_2 [mm]	28.60	5.46	18.84	12.55	8.20	7.07
α_t [°]	188.2	182.8	180.0	173.4	168.0	167.0
$\vec{t}$ [daN]	-5.72	-1.95	0.00	4.54	8.36	9.00
α_3 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:12 Kniegelenk 1, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	47.0	46.5	48.0	46.0	47.0	46.0
α_1 [°]	160.0	157.5	154.6	151.6	154.2	158.8
$\vec{p}_1$ [daN]	6.95	7.80	8.79	9.81	8.93	7.36
$\vec{a}_1$ [daN]	1.21	1.52	1.93	2.41	1.99	1.35
$\vec{b}_1$ [daN]	6.84	7.65	8.58	9.51	8.70	7.23
α_2 [°]	178.0	173.8	162.0	151.4	135.0	125.0
$\vec{p}_2$ [daN]	0.70	2.16	6.25	9.88	15.31	18.47
$\vec{a}_2$ [daN]	0.01	0.12	0.98	2.44	5.86	8.53
$\vec{b}_2$ [daN]	0.70	2.16	6.18	9.57	14.14	16.38
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	7.54	9.81	14.76	19.09	22.85	23.62
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	1.22	1.64	2.91	4.85	7.85	9.88
r_1 [mm]	4.35	10.23	20.10	23.07	29.09	31.91
r_2 [mm]	42.65	36.27	27.90	22.93	17.91	14.09
α_t [°]	199.8	192.0	188.0	182.4	176.8	171.0
$\vec{t}$ [daN]	-6.88	-4.18	-2.79	-0.84	1.12	3.14
α_s [°]	--	--	--	--	--	--
$\vec{p}_s$ [daN]	--	--	--	--	--	--
α [°]	--	--	--	--	--	--
$\vec{p}$ [daN]	--	--	--	--	--	--
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:13 Kniegelenk 2, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	47.0	46.0	46.0	45.0	46.5	47.0
α_1 [°]	163.5	156.0	150.4	153.4	158.6	157.2
$\vec{p}_1$ [daN]	11.48	16.63	20.44	18.40	14.85	15.61
$\vec{a}_1$ [daN]	1.65	3.46	5.22	4.23	2.76	3.12
b_1 [daN]	11.36	16.27	19.76	17.91	14.60	15.50
α_2 [°]	175.8	176.0	166.5	150.8	131.0	126.5
$\vec{p}_2$ [daN]	2.93	2.79	9.40	20.17	33.18	36.01
$\vec{a}_2$ [daN]	0.11	0.10	1.11	5.08	13.76	16.21
b_2 [daN]	2.93	2.79	9.34	19.51	30.19	32.15
$p_1 + p_2$ [daN]	14.29	19.06	29.10	37.42	44.78	47.65
$a_1 + a_2$ [daN]	1.76	3.56	6.33	9.31	16.52	19.33
r_1 [mm]	9.64	6.74	14.76	23.99	31.35	31.71
r_2 [mm]	37.36	39.27	31.24	22.01	15.15	15.29
α_t [°]	194.0	192.0	190.0	182.4	174.2	170.4
$\vec{t}$ [daN]	-9.75	-8.36	-6.97	-1.67	4.05	6.69
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:14 Kniegelenk 2, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	44.0	46.0	46.0	46.0	47.0	45.0
α_1 [°]	155.4	154.5	152.0	149.0	157.6	156.2
$\vec{p}_1$ [daN]	8.52	8.83	9.68	10.69	7.77	8.25
$\vec{a}_1$ [daN]	1.82	1.95	2.34	2.86	1.51	1.70
b_1 [daN]	8.33	8.61	9.39	10.30	7.62	8.07
α_2 [°]	187.2	171.0	163.2	151.4	131.0	128.5
$\vec{p}_2$ [daN]	-2.51	3.14	5.84	9.88	16.59	17.38
$\vec{a}_2$ [daN]	0.16	0.25	0.85	2.44	6.88	7.55
b_2 [daN]	-2.51	3.13	5.78	9.57	15.09	15.65
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	5.82	11.74	15.17	19.87	22.72	23.73
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	1.98	2.20	3.19	5.30	8.39	9.25
r_1 [mm]	10.18	12.26	17.53	22.16	31.23	29.64
r_2 [mm]	33.82	33.74	28.47	23.84	15.77	15.31
α_3 [°]	202.4	198.5	193.0	187.0	180.0	173.6
t [daN]	-7.77	-6.43	-4.53	-2.44	0.0	2.23
α_4 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:15 Kniegelenk 2, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	47,0	47,0	46,5	46,5	46,5	45,0
α_1 [°]	159,0	158,0	155,0	150,0	157,2	153,0
$\vec{p}_1$ [daN]	14,59	15,27	17,32	20,71	15,81	18,68
$\vec{a}_1$ [daN]	2,66	2,91	3,75	5,36	3,12	4,36
$\vec{b}_1$ [daN]	14,34	14,98	16,91	20,00	15,50	18,16
α_2 [°]	177,6	169,5	162,0	150,6	133,2	128,4
$\vec{p}_2$ [daN]	1,68	7,32	12,51	20,50	31,77	34,82
$\vec{a}_2$ [daN]	0,04	0,67	1,96	5,15	12,62	15,15
$\vec{b}_2$ [daN]	1,68	7,29	12,36	19,64	29,16	31,35
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	16,01	22,27	29,27	39,64	44,66	49,51
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	2,70	3,58	5,71	10,51	15,74	19,51
r_1 [mm]	4,92	15,38	19,64	23,04	30,36	28,49
r_2 [mm]	42,08	31,62	26,86	23,46	16,14	16,51
α_3 [°]	200,6	194,6	193,2	190,0	176,4	173,0
$\vec{t}$ [daN]	-14,31	-10,17	-9,20	-6,97	2,51	4,88
α_4 [°]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{p}_3$ [daN]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
α_5 [°]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{p}_4$ [daN]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:16 Kniegelenk 2, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	47.5	48.0	47.0	47.0	46.5	46.0
α_1 [°]	156.0	157.0	152.8	149.5	156.8	155.2
$\vec{P}_1$ [daN]	8.32	7.98	9.41	10.52	8.04	8.59
$\vec{a}_1$ [daN]	1.73	1.59	2.21	2.77	1.62	1.85
$\vec{b}_1$ [daN]	8.14	7.82	9.14	10.15	7.88	9.39
α_2 [°]	183.5	169.6	160.6	189.8	131.2	126.0
$\vec{P}_2$ [daN]	-1.22	3.63	6.74	10.42	16.52	18.16
$\vec{a}_2$ [daN]	0.04	0.33	1.14	2.72	6.83	8.24
$\vec{b}_2$ [daN]	-1.22	3.61	6.64	10.06	15.05	16.18
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	6.91	11.43	15.79	20.21	22.93	24.57
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	1.77	1.92	3.35	5.49	8.45	10.09
r_1 [mm]	6.20	15.17	19.78	13.39	30.52	30.29
r_2 [mm]	41.30	32.83	27.22	23.61	15.98	15.71
α_t [°]	199.2	197.0	193.0	186.4	177.8	176.0
$\vec{t}$ [daN]	-6.87	-5.91	-4.53	-2.23	0.77	1.40
α_3 [°]	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
$\vec{P}_3$ [daN]	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
α [°]	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
$\vec{P}$ [daN]	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:17 Kniegelenk 2, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	47.5	47.0	46.5	47.0	46.5	46.0
α_1 [°]	164.5	160.0	156.4	150.5	151.8	158.6
$\vec{p}_1$ [daN]	10.79	13.89	16.36	20.37	16.09	14.85
$\vec{a}_1$ [daN]	1.96	2.41	3.55	5.18	3.23	2.66
$\vec{b}_1$ [daN]	10.69	13.68	16.01	19.70	15.76	14.60
α_2 [°]	183.0	171.4	161.0	151.0	132.0	125.0
$\vec{p}_2$ [daN]	-2.09	6.00	13.20	20.03	35.54	36.34
$\vec{a}_2$ [daN]	0.06	0.45	2.18	5.01	13.23	17.06
$\vec{b}_2$ [daN]	-2.09	5.98	13.02	19.39	29.73	32.77
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	8.60	19.66	29.04	39.09	45.48	47.36
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	1.52	2.86	5.53	10.20	16.46	19.82
r_1 [mm]	7.78	14.30	20.85	25.32	30.39	31.82
r_2 [mm]	39.72	32.70	25.65	23.68	16.11	12.18
α_t [°]	195.8	188.0	188.8	182.2	174.0	170.2
$\vec{t}$ [daN]	-11.00	-5.58	-6.14	-1.54	4.19	2.65
α_3 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α [°]	-	-	-	-	-	170.2
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	-	3.35
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:18 Kniegelenk 2, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	46.5	47.0	46.5	47.0	46.0	46.0
α_1 [°]	165.6	167.2	165.2	169.0	166.5	163.6
$\vec{p}_1$ [daN]	5.01	4.46	5.15	3.83	4.70	5.71
$\vec{a}_1$ [daN]	0.63	0.50	0.66	0.37	0.55	0.81
$\vec{b}_1$ [daN]	4.97	4.43	5.11	3.82	4.67	5.65
α_2 [°]	183.4	176.6	169.2	158.0	145.4	145.5
$\vec{p}_2$ [daN]	-1.19	1.19	3.76	7.63	11.90	11.86
$\vec{a}_2$ [daN]	0.04	0.04	0.35	1.46	3.54	5.42
$\vec{b}_2$ [daN]	-1.19	1.19	3.75	7.49	11.36	11.33
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	3.79	5.61	8.86	11.31	16.03	16.97
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.67	0.54	1.01	1.83	3.99	4.93
r_1 [mm]	8.95	9.92	19.68	31.14	32.60	30.71
r_2 [mm]	37.55	37.08	26.82	15.86	13.40	15.30
α_t [°]	193.0	182.8	172.2	171.8	172.4	168.0
$\vec{t}$ [daN]	-4.53	-0.98	2.72	2.86	2.65	4.18
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	170.0	164.0	157.2
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	3.49	5.57	7.41
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:19 Kniegelenk 2, Läsion 3 (Durchtrennung beider Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	46.5	47.0	47.0	48.0	46.5	46.0
α_1 [°]	170.0	171.8	171.2	169.5	174.8	174.6
$\vec{p}_1$ [daN]	6.97	5.72	6.14	7.32	3.63	3.76
$\vec{a}_1$ [daN]	0.61	0.41	0.47	0.67	0.16	0.18
$\vec{b}_1$ [daN]	6.95	5.71	6.12	7.29	3.63	3.76
α_2 [°]	182.0	175.4	166.2	160.0	148.0	148.5
$\vec{a}_2$ [daN]	-1.40	3.21	9.61	13.89	22.05	21.72
$\vec{a}_2$ [daN]	0.02	0.13	1.16	2.41	6.08	5.89
$\vec{b}_2$ [daN]	-1.40	3.21	9.54	13.68	21.20	20.90
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	5.55	8.91	15.66	20.97	24.82	24.66
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.63	0.54	1.63	3.08	6.24	6.07
r_1 [mm]	7.78	16.92	28.63	31.31	39.71	38.98
r_2 [mm]	38.72	30.08	18.37	16.69	6.79	7.02
α_t [°]	181.0	178.0	168.6	170.2	168.6	168.6
$\vec{t}$ [daN]	-0.70	1.40	7.95	6.83	7.95	8.50
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	165.5	156.0	150.8
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	10.10	16.63	20.16
$\vec{X}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:20 Kniegelenk 2, Läsion 3 (Durchtrennung bei-
der Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°,
Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	52.5	52.0	51.0	51.0	50.5	51.5
α_1 [°]	176.5	165.5	161.5	159.5	167.0	170.0
$\vec{p}_1$ [daN]	1.22	5.05	6.43	7.12	4.53	3.49
$\vec{a}_1$ [daN]	0.04	0.64	1.03	1.27	0.51	0.30
$\vec{b}_1$ [daN]	1.22	5.01	6.35	7.00	4.50	3.47
α_2 [°]	176.0	167.0	154.5	144.0	127.5	123.2
$\vec{p}_2$ [daN]	1.40	4.53	8.83	12.36	17.69	19.02
$\vec{a}_2$ [daN]	0.05	0.51	1.95	3.82	7.82	9.05
$\vec{b}_2$ [daN]	1.40	4.50	8.61	11.76	15.87	16.74
$\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	2.62	9.51	14.96	18.76	20.37	20.21
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.09	1.15	2.98	5.09	8.33	9.35
r_1 [mm]	28.00	24.61	29.36	31.96	39.34	42.65
r_2 [mm]	24.50	27.39	21.64	19.04	11.16	8.85
α_t [°]	185.0	186.0	185.5	180.0	169.5	168.4
$\vec{t}$ [daN]	-1.74	-2.09	-1.92	0.0	3.66	4.04
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	167.2
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	4.46
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:21 Kniegelenk 3, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	52,0	52,0	50,5	51,5	51,0	52,0
α_1 [°]	175,2	167,8	168,6	162,5	166,0	168,2
$\vec{p}_1$ [daN]	3,35	8,50	7,95	12,16	9,75	8,22
$\vec{a}_1$ [daN]	0,14	0,90	0,79	1,85	1,19	0,83
$\vec{b}_1$ [daN]	3,35	8,45	7,91	12,03	9,68	8,16
α_2 [°]	175,0	170,2	151,5	143,6	128,2	125,5
$\vec{p}_2$ [daN]	3,49	6,83	19,69	24,99	34,94	36,63
$\vec{a}_2$ [daN]	0,15	0,58	4,85	7,80	15,26	16,77
$\vec{b}_2$ [daN]	3,49	6,81	19,09	23,74	31,43	32,56
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	6,83	15,26	26,99	35,76	41,11	40,26
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,29	1,48	5,64	9,65	16,45	17,62
r_1 [mm]	26,53	23,20	35,71	54,18	39,00	41,46
r_2 [mm]	25,47	28,80	14,74	17,32	12,00	10,44
α_t [°]	189,2	186,0	180,0	175,5	168,0	165,0
$\vec{t}$ [daN]	-6,42	-4,19	0,0	3,14	0,56	10,66
α_s [°]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	170,0
$\vec{p}_s$ [daN]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	0,97
α [°]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{p}$ [daN]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:22 Kniegelenk 3, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 40 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	52.5	51.5	51.0	52.0	51.5	51.0
α_1 [°]	177.5	169.8	166.0	165.0	168.8	181.0
$\vec{p}_1$ [daN]	0.87	3.56	4.87	5.22	3.90	-0.35
$\vec{a}_1$ [daN]	0.02	0.32	0.59	0.68	0.38	0.00
$\vec{b}_1$ [daN]	0.87	3.54	4.84	5.18	3.88	-0.35
α_2 [°]	174.4	161.2	150.5	140.0	125.0	131.0
$\vec{p}_2$ [daN]	1.95	6.53	10.18	13.68	18.47	16.59
$\vec{a}_2$ [daN]	0.10	1.07	2.59	4.68	8.53	6.88
$\vec{b}_2$ [daN]	1.95	6.44	9.85	12.86	16.38	15.07
$O_1 + D_2$ [daN]	2.82	9.99	14.69	18.03	20.27	14.75
$O_1 + O_2$ [daN]	0.12	1.39	3.18	5.36	9.91	6.88
r_1 [mm]	36.28	33.24	34.20	37.07	41.63	49.85
r_2 [mm]	16.22	18.26	16.80	14.93	9.87	1.15
α_3 [°]	187.6	184.8	181.4	174.6	167.4	163.4
$\vec{t}$ [daN]	-2.65	-1.68	-0.52	1.88	4.39	5.77
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	161.2
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	6.55
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	171.2
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	3.07
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:23 Kniegelenk 3, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	52.0	51.5	52.0	51.5	49.0	51.5
α_1 [°]	181.8	170.8	166.8	166.0	170.0	175.4
$\vec{P}_1$ [daN]	-1.26	6.42	9.19	9.75	6.97	3.21
$\vec{a}_1$ [daN]	0.02	0.51	1.05	1.19	0.61	0.13
$\vec{b}_1$ [daN]	-1.26	6.40	9.13	9.68	6.95	3.21
α_2 [°]	173.0	163.5	155.0	145.5	126.4	129.6
$\vec{P}_2$ [daN]	4.88	11.48	17.32	25.05	36.07	34.01
$\vec{a}_2$ [daN]	0.30	1.65	3.75	7.85	16.26	14.50
$\vec{b}_2$ [daN]	4.87	11.36	16.90	23.80	32.20	30.82
$\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	3.62	17.76	26.04	33.47	39.14	34.09
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.32	1.16	4.80	9.04	16.87	14.63
r_1 [mm]	41.34	32.95	33.76	36.61	40.30	46.64
r_2 [mm]	10.66	18.55	18.24	14.89	8.70	4.86
α_t [°]	184.0	184.0	180.0	173.0	163.2	168.8
$\vec{t}$ [daN]	-2.29	-2.79	0.0	4.88	11.69	7.80
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	167.5
$\vec{P}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	8.71
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	173.0
$\vec{P}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	4.88
$\vec{X}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:24 Kniegelenk 3, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 N.

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	52,0	51,0	50,5	51,5	51,5	50,5
α_1 [°]	177,4	170,0	167,5	165,0	170,0	180,5
$\vec{p}_1$ [daN]	0,91	3,49	4,35	5,22	3,49	-0,17
$\vec{a}_1$ [daN]	0,02	0,30	0,47	0,68	0,30	0,00
$\vec{b}_1$ [daN]	0,91	3,47	4,33	5,18	3,47	-0,17
α_2 [°]	172,2	163,0	155,2	144,0	125,8	130,8
$\vec{p}_2$ [daN]	2,72	5,91	8,59	12,36	18,22	16,65
$\vec{a}_2$ [daN]	0,19	0,87	1,84	3,82	8,30	6,93
$\vec{b}_2$ [daN]	2,71	5,85	8,39	11,76	16,22	15,14
$\vec{p}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	3,62	9,32	12,72	16,93	19,69	14,97
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,21	1,17	2,31	4,50	8,60	6,93
r_1 [mm]	38,97	32,00	33,31	35,76	42,52	49,92
r_2 [mm]	13,03	19,00	17,19	15,74	9,08	0,58
α_t [°]	187,0	184,2	183,8	173,6	167,0	163,8
$\vec{t}$ [daN]	-2,44	-1,47	-1,33	2,23	4,53	5,64
α_3 [°]	- -	- -	- -	- -	176,5	166,0
$\vec{p}_3$ [daN]	- -	- -	- -	- -	1,22	4,87
α [°]	- -	- -	- -	- -	- -	169,0
$\vec{p}$ [daN]	- -	- -	- -	- -	- -	3,83
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:25 Kniegelenk 3, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	52.5	51.0	51.0	51.0	51.0	51.0
α_1 [°]	175.4	176.0	166.6	167.5	168.0	174.0
$\vec{p}_1$ [daN]	3.21	2.79	9.47	8.71	8.36	4.14
$\vec{a}_1$ [daN]	0.13	0.10	1.12	0.95	0.87	0.11
$\vec{b}_1$ [daN]	3.21	2.79	9.41	8.66	8.32	4.18
α_2 [°]	175.6	163.0	157.0	144.0	128.0	132.7
$\vec{p}_2$ [daN]	3.07	11.82	15.95	24.72	35.07	32.41
$\vec{a}_2$ [daN]	0.12	1.75	3.18	7.64	15.57	13.13
$\vec{b}_2$ [daN]	3.07	11.69	15.63	23.51	31.52	29.63
$\vec{a}_1 + \vec{b}_1$ [daN]	6.28	14.86	25.03	32.17	39.84	33.81
$\vec{a}_2 + \vec{b}_2$ [daN]	0.25	1.85	4.50	8.89	16.14	13.53
r_1 [mm]	25.67	41.18	31.84	32.27	40.35	44.69
r_2 [mm]	26.83	9.82	19.16	13.73	10.65	6.31
α_3 [°]	188.0	182.5	180.0	171.0	163.8	165.0
$\vec{t}$ [daN]	-5.58	-1.75	0.0	6.28	11.27	10.44
α_4 [°]	--	--	--	--	--	154.0
$\vec{p}_3$ [daN]	--	--	--	--	--	11.13
α_5 [°]	--	--	--	--	--	174.8
$\vec{p}_4$ [daN]	--	--	--	--	--	3.63
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:26 Kniegelenk 3, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	53.0	52.0	53.0	52.0	52.5	53.0
α_1 [°]	169.8	170.0	167.6	166.5	175.0	185.0
$\vec{p}_1$ [daN]	3.56	3.49	4.32	4.70	1.74	-1.74
$\vec{a}_1$ [daN]	0.32	0.30	0.47	0.55	0.08	0.08
$\vec{b}_1$ [daN]	3.54	3.47	4.30	4.67	1.74	-1.74
α_2 [°]	177.8	174.0	167.0	155.0	132.8	129.5
$\vec{p}_2$ [daN]	0.77	2.09	4.52	8.66	16.01	17.06
$\vec{a}_2$ [daN]	0.01	0.11	0.51	1.87	6.41	7.28
$\vec{b}_2$ [daN]	0.77	2.09	4.50	8.45	14.67	15.43
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	4.31	5.56	8.79	13.12	16.42	13.69
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.33	0.41	0.98	2.42	6.49	7.36
r_1 [mm]	9.45	18.54	27.12	33.50	46.93	47.62
r_2 [mm]	43.55	32.46	25.88	18.50	5.57	5.38
α_t [°]	187.0	180.0	171.0	165.0	162.0	164.0
$\vec{t}$ [daN]	-2.44	0.0	3.14	5.22	6.26	5.57
α_3 [°]	- -	- -	- -	- -	- -	170.0
$\vec{p}_3$ [daN]	- -	- -	- -	- -	- -	3.45
α [°]	- -	- -	- -	- -	174.0	167.5
$\vec{p}$ [daN]	- -	- -	- -	- -	2.09	4.35
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:27 Kniegelenk 3, Läsion 3 (Durchtrennung bei-
der Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°,
Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	52.5	52.5	51.5	51.0	51.5	51.5
α_1 [°]	185.4	175.0	170.8	171.6	175.8	183.8
$\vec{p}_1$ [daN]	-3.77	3.49	6.42	5.86	2.93	-2.65
$\vec{a}_1$ [daN]	0.18	0.15	0.51	0.43	0.11	0.04
$\vec{b}_1$ [daN]	-3.76	3.49	6.40	5.84	2.93	-2.65
α_1 [°]	174.2	175.2	166.8	156.4	131.2	127.2
$\vec{p}_1$ [daN]	4.05	3.35	9.20	16.36	33.05	35.17
$\vec{a}_1$ [daN]	0.20	0.14	1.06	3.35	13.65	15.82
$\vec{b}_1$ [daN]	4.04	3.35	9.13	16.01	30.10	31.00
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	0.28	6.83	15.53	21.86	33.03	29.21
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.38	0.29	1.57	3.78	13.76	15.91
r_1 [mm]	27.18	25.73	30.29	37.37	46.93	48.67
r_1 [mm]	25.32	26.77	21.21	13.63	6.57	6.03
α_1 [°]	178.0	172.0	168.0	162.8	161.6	167.0
t [datl]	1.40	5.58	8.36	11.80	12.70	12.51
α_2 [°]	---	---	---	---	---	170.0
$\vec{p}_2$ [datl]	---	---	---	---	---	1.47
α [°]	---	---	---	174.8	172.5	171.4
$\vec{p}$ [datl]	---	---	---	3.63	5.23	6.00
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:28 Kniegelenk 3, Läsion 3 (Durchtrennung beider Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	-.-	50.0	49.0	48.0	49.5	49.5
α_1 [°]	-.-	174.0	162.0	160.0	169.0	167.0
$\vec{p}_1$ [daN]	-.-	2.09	6.26	6.95	3.83	4.53
$\vec{a}_1$ [daN]	-.-	0.11	0.98	1.21	0.37	0.51
$\vec{b}_1$ [daN]	-.-	2.09	6.18	6.84	3.82	4.50
α_2 [°]	-.-	163.5	161.0	149.2	133.0	127.5
$\vec{p}_2$ [daN]	-.-	5.74	6.60	10.62	15.95	17.69
$\vec{a}_2$ [daN]	-.-	0.82	1.09	2.82	6.36	7.87
$\vec{b}_2$ [daN]	-.-	5.68	6.51	10.24	14.63	15.87
$\vec{p}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	-.-	7.77	12.69	17.08	18.45	20.37
$a_1 + a_2$ [daN]	-.-	0.93	2.07	4.03	6.73	8.33
r_1 [mm]	-.-	36.55	25.14	28.78	39.25	38.37
r_2 [mm]	-.-	13.45	23.86	19.22	10.25	10.93
α_t [°]	-.-	182.5	181.6	176.4	168.0	164.5
$\vec{t}$ [daN]	-.-	-0.87	-0.56	1.26	4.18	5.39
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:29 Kniegelenk 4, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 20 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	--	50.5	47.0	44.0	48.5	49.0
α_1 [°]	--	169.5	164.0	164.5	167.6	169.0
$\vec{p}_1$ [daN]	--	7.32	11.13	10.79	8.64	7.67
$\vec{a}_1$ [daN]	--	0.67	1.55	1.45	0.93	0.73
$\vec{b}_1$ [daN]	--	7.29	11.02	10.69	8.59	7.63
α_2 [°]	--	165.4	160.5	147.5	134.0	124.5
$\vec{p}_2$ [daN]	--	10.17	13.55	22.39	31.26	37.25
$\vec{a}_2$ [daN]	--	1.29	2.29	6.26	12.21	17.34
$\vec{b}_2$ [daN]	--	10.08	13.35	21.49	28.77	32.97
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	--	17.37	24.38	32.18	37.36	40.60
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	--	1.96	3.84	7.71	13.14	18.07
r_1 [mm]	--	29.31	21.26	32.72	37.35	39.79
r_2 [mm]	--	21.19	25.74	16.28	11.15	9.21
α_3 [°]	--	185.4	180.0	173.5	168.0	162.2
$\vec{t}$ [daN]	--	-3.77	0.0	4.53	8.36	12.38
α_4 [°]	--	--	--	--	--	--
$\vec{p}_3$ [daN]	--	--	--	--	--	--
α [°]	--	--	--	--	--	--
$\vec{p}$ [daN]	--	--	--	--	--	--
$\vec{X}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:30 Kniegelenk 4, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 40 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	-.-	52,5	50,0	51,0	50,5	51,0
α_1 [°]	-.-	167,0	161,5	159,5	161,8	165,8
$\vec{p}_1$ [daN]	-.-	4,53	6,43	7,12	6,33	4,94
$\vec{a}_1$ [daN]	-.-	0,51	1,03	1,27	1,00	0,61
$\vec{b}_1$ [daN]	-.-	4,50	6,35	7,00	6,25	4,91
α_2 [°]	-.-	170,0	158,5	147,0	139,0	129,0
$\vec{p}_2$ [daN]	-.-	3,49	7,46	11,36	14,00	17,22
$\vec{a}_2$ [daN]	-.-	0,30	1,39	3,22	4,91	7,41
$\vec{b}_2$ [daN]	-.-	3,47	7,33	10,89	13,12	15,54
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	-.-	7,97	13,68	17,90	19,37	20,45
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	-.-	0,81	1,42	4,40	5,91	8,02
r_1 [mm]	-.-	22,87	26,80	31,04	34,21	38,76
r_2 [mm]	-.-	29,63	23,20	19,96	16,29	12,24
α_3 [°]	-.-	186,0	180,0	180,0	169,8	165,5
$\vec{t}$ [daN]	-.-	-2,04	0,0	0,0	3,56	5,05
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:31 Kniegelenk 4, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	-.-	50,5	51,0	49,5	50,5	50,5
α_1 [°]	-.-	171,0	165,9	159,0	165,0	162,0
$\vec{p}_1$ [daN]	-.-	6,28	9,89	14,58	10,44	12,51
$\vec{a}_1$ [daN]	-.-	0,49	1,22	2,66	1,36	1,96
$\vec{b}_1$ [daN]	-.-	6,26	9,81	14,33	10,35	12,36
α_2 [°]	-.-	166,5	155,5	146,5	131,5	127,8
$\vec{p}_2$ [daN]	-.-	9,40	16,97	13,06	32,86	35,90
$\vec{a}_2$ [daN]	-.-	1,11	3,60	6,64	13,50	15,48
$\vec{b}_2$ [daN]	-.-	9,34	16,59	22,08	29,96	31,61
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	-.-	15,60	26,40	36,41	40,31	45,97
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	-.-	1,60	4,82	9,30	14,86	17,44
r_1 [mm]	-.-	30,24	32,04	30,01	37,53	36,30
r_2 [mm]	-.-	20,26	18,96	19,49	12,97	14,20
α_3 [°]	-.-	182,0	180,0	176,8	167,5	167,5
$\vec{t}$ [daN]	-.-	-1,40	0,0	2,23	8,71	8,71
α_4 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{X}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:32 Kniegelenk 4, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepsehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	53,0	52,0	52,0	51,0	51,0	51,0
α_1 [°]	173,0	169,0	162,8	163,0	164,5	160,8
$\vec{p}_1$ [daN]	2,44	3,83	5,98	5,91	5,39	6,67
$\vec{a}_1$ [daN]	0,15	0,37	0,89	0,87	0,73	1,11
$\vec{b}_1$ [daN]	2,44	3,82	5,91	5,84	5,34	6,58
α_2 [°]	177,5	171,8	165,2	156,0	140,0	135,0
$\vec{p}_2$ [daN]	0,87	2,86	5,15	8,32	13,68	15,31
$\vec{a}_2$ [daN]	0,02	0,20	0,66	1,73	4,68	5,86
$\vec{b}_2$ [daN]	0,87	2,85	5,11	8,13	12,86	14,14
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	3,31	6,67	11,02	13,98	18,20	20,72
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,17	0,57	1,55	2,60	5,41	6,97
r_1 [mm]	13,97	22,28	24,10	29,67	36,03	34,81
r_2 [mm]	39,03	29,72	27,90	21,33	14,97	16,19
α_t [°]	166,0	162,0	178,2	176,0	171,0	168,4
$\vec{t}$ [daN]	-2,09	-0,70	0,63	1,40	3,14	4,04
α_3 [°]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{p}_3$ [daN]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
α [°]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{p}$ [daN]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:33 Kniegelenk 4, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	53,0	52,0	51,0	51,0	51,0	51,1
α_1 [°]	175,2	167,0	162,6	159,4	153,2	161,2
$\vec{p}_1$ [daN]	3,35	9,06	12,10	14,50	11,69	13,07
$\vec{a}_1$ [daN]	0,14	1,03	1,83	2,56	1,70	2,33
$\vec{b}_1$ [daN]	3,35	9,00	11,96	14,07	11,56	12,89
α_2 [°]	77,0	174,0	166,4	160,4	146,0	136,0
$\vec{p}_2$ [daN]	2,09	4,19	9,47	13,62	13,39	29,47
$\vec{a}_2$ [daN]	0,05	0,22	1,12	2,31	6,86	11,23
$\vec{b}_2$ [daN]	2,09	4,18	12,02	13,62	22,37	27,69
$\alpha_1 + \alpha_2$ [daN]	5,44	13,18	23,98	27,49	33,93	40,18
$\alpha_1 + \alpha_2$ [daN]	0,19	1,25	2,95	4,88	8,54	13,36
r_1 [mm]	20,59	16,50	25,55	25,14	33,62	34,84
r_2 [mm]	32,60	35,50	25,45	26,36	17,38	16,16
α_1 [°]	180,4	183,0	181,5	175,5	160,0	160,0
t [daN]	-4,47	-2,09	-1,05	2,44	7,67	8,36
α_3 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:34 Kniegelenk 4, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	51,0	50,0	51,0	51,5	51,0	50,0
α_1 [°]	177,0	172,8	167,5	167,5	173,4	170,4
$\vec{p}_1$ [daN]	1,05	2,51	4,35	4,35	2,30	3,35
$\vec{a}_1$ [daN]	0,03	0,16	0,47	0,47	0,13	0,20
$\vec{b}_1$ [daN]	1,05	2,51	4,33	4,33	2,30	3,33
α_2 [°]	176,2	175,5	165,0	159,0	145,8	133,5
$\vec{p}_2$ [daN]	1,33	1,57	5,22	7,29	11,76	15,79
$\vec{a}_2$ [daN]	0,04	0,06	0,68	1,33	3,46	6,23
$\vec{b}_2$ [daN]	1,33	1,57	5,18	7,17	11,24	14,51
$\vec{a}_1 + \vec{b}_1$ [daN]	2,37	4,08	9,51	11,50	13,54	17,85
$\vec{a}_2 + \vec{a}_1$ [daN]	0,07	0,22	1,15	1,80	3,59	6,51
r_1 [mm]	28,50	19,25	27,77	32,10	42,36	40,65
r_2 [mm]	22,50	30,75	23,23	19,40	8,66	9,35
α_t [°]	183,0	180,0	173,5	167,8	165,0	163,6
$\vec{t}$ [daN]	-1,04	0,00	2,27	4,53	5,22	5,71
α_3 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α [°]	-	-	-	-	177,0	175,0
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	1,71	1,7
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:35 Kniegelenk 4, Läsion 3 (Durchtrennung beider Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	51,5	49,5	50,0	51,0	50,0	51,0
α [°]	176,0	171,8	169,0	167,5	170,2	175,2
$\vec{p}_1$ [daN]	2,79	5,72	7,67	8,71	2,65	3,35
$\vec{a}_1$ [daN]	0,10	0,41	0,73	0,95	0,09	0,14
$\vec{b}_1$ [daN]	2,79	5,71	7,63	8,66	2,65	3,35
α_1 [°]	179,0	175,0	170,8	157,8	147,4	133,5
$\vec{p}_2$ [daN]	0,70	3,49	6,42	15,40	22,45	31,58
$\vec{a}_2$ [daN]	0,00	0,15	0,51	2,17	6,30	12,47
$\vec{b}_2$ [daN]	0,70	3,49	6,40	15,11	21,55	29,01
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	3,49	9,19	14,03	23,77	24,20	32,36
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	0,10	0,56	1,24	3,92	6,39	12,61
r_1 [mm]	10,31	18,78	22,80	32,43	44,52	45,73
r_2 [mm]	41,19	30,72	27,20	19,57	5,48	5,27
α_t [°]	182,8	178,0	168,8	164,8	164,2	165,0
$\vec{t}$ [daN]	-1,95	1,40	7,81	10,58	11,00	10,44
α_3 [°]	- -	- -	- -	- -	- -	- -
$\vec{p}_3$ [daN]	- -	- -	- -	- -	- -	- -
α [°]	- -	- -	- -	- -	170,0	168,8
$\vec{p}$ [daN]	- -	- -	- -	- -	6,97	7,81
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:36 Kniegelenk 4, Läsion 3 (Durchtrennung beider Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	51.0	51.0	52.0	52.5	52.0	52.0
α_1 [°]	166.0	160.0	157.0	154.6	155.8	155.2
$\vec{p}_1$ [daN]	4.88	6.95	7.98	8.11	8.39	9.61
$\vec{a}_1$ [daN]	0.59	1.21	1.59	1.65	1.76	2.31
$\vec{b}_1$ [daN]	4.84	6.84	7.82	7.94	8.20	9.33
α_2 [°]	177.0	171.0	164.5	154.0	139.5	133.5
$\vec{p}_2$ [daN]	1.05	3.14	5.39	9.00	13.85	15.79
$\vec{a}_2$ [daN]	0.03	0.25	0.73	2.02	4.79	6.23
$\vec{b}_2$ [daN]	1.05	3.13	6.07	8.77	12.99	14.51
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	5.89	9.97	13.89	16.71	21.19	23.84
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.62	1.46	2.32	3.67	6.55	8.54
r_1 [mm]	9.07	16.01	22.74	27.54	31.88	31.65
r_2 [mm]	41.93	34.99	29.26	24.96	20.12	20.35
α_t [°]	191.0	180.0	183.2	177.8	173.4	175.0
$\vec{t}$ [daN]	-1.83	-2.79	-1.12	0.77	2.27	1.74
α_3 [°]	...	...	...	...	...	...
$\vec{p}_3$ [daN]	...	...	...	...	...	...
α [°]	...	...	...	...	...	...
$\vec{p}$ [daN]	...	...	...	...	...	...
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:37 Kniegelenk 5, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 20 daN

χ	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	52,5	51,5	51,0	51,5	52,0	53,5
α_1 [°]	170,8	164,4	159,0	157,0	158,2	155,2
$\vec{p}_1$ [daN]	6,42	10,86	14,58	15,95	15,13	17,18
$\vec{a}_1$ [daN]	0,52	1,47	2,66	3,18	2,86	3,69
$\vec{b}_1$ [daN]	6,40	10,76	14,34	15,83	14,86	16,78
α_2 [°]	172,8	170,0	160,4	150,4	138,2	131,0
$\vec{p}_2$ [daN]	5,02	6,97	13,62	20,44	28,54	33,18
$\vec{a}_2$ [daN]	0,32	0,61	2,32	5,22	10,18	13,76
$\vec{b}_2$ [daN]	5,01	6,95	13,42	19,76	26,66	30,19
$\vec{P}_1 + \vec{P}_2$ [daN]	11,41	17,70	27,75	35,39	41,52	46,97
$\vec{P}_1 + \vec{P}_2$ [daN]	0,84	2,08	4,98	8,40	13,04	17,45
r_1 [mm]	23,07	20,21	25,14	28,75	33,39	34,39
r_2 [mm]	29,43	31,29	26,86	22,75	18,61	19,11
α_3 [°]	184,6	184,6	180,0	176,8	171,2	172,2
t [daN]	-6,69	-3,21	0,00	2,23	6,14	5,44
α_4 [°]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{p}_4$ [daN]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
α_5 [°]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{p}_5$ [daN]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{X}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:38 Kniegelenk 5, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	51,5	52,0	51,0	51,0	52,5	52,5
α_1 [°]	168,0	165,2	161,0	155,5	160,0	161,5
$\vec{p}_1$ [daN]	4,18	5,15	6,60	8,49	11,95	11,43
$\vec{a}_1$ [daN]	0,44	0,66	1,09	1,80	1,21	1,05
$\vec{b}_1$ [daN]	4,16	5,11	6,51	8,29	6,84	6,35
α_2 [°]	174,0	167,5	163,4	152,0	138,0	131,0
$\vec{p}_2$ [daN]	2,09	4,36	5,77	9,68	14,33	16,59
$\vec{a}_2$ [daN]	0,11	0,47	0,83	2,34	5,14	6,88
$\vec{b}_2$ [daN]	2,09	4,33	5,71	9,39	13,58	15,09
$\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	6,25	9,44	12,23	17,68	20,22	21,44
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,55	1,13	1,92	4,14	6,25	7,11
r_1 [mm]	17,25	23,85	25,84	27,08	34,75	36,06
r_2 [mm]	34,27	28,15	27,16	23,92	17,75	15,55
α_t [°]	189,5	185,5	181,2	176,4	168,2	164,5
$\vec{t}$ [daN]	-3,51	-1,92	-0,42	1,26	4,11	5,59
α_3 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α_4 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_4$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Taf.:39 Kniegelenk 5, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	51.0	51.0	51.5	51.5	52.0	53.0
α_1 [°]	171.4	165.4	161.0	156.0	151.0	146.5
$\vec{p}_1$ [daN]	5.99	10.17	13.20	16.65	13.20	12.86
$\vec{a}_1$ [daN]	0.45	1.29	2.18	3.46	2.18	2.07
$\vec{b}_1$ [daN]	5.98	10.08	13.02	16.27	13.02	12.69
α_2 [°]	173.2	168.2	161.5	152.4	134.0	128.0
$\vec{p}_2$ [daN]	4.75	8.22	12.86	19.08	31.26	35.06
$\vec{a}_2$ [daN]	0.28	0.85	2.07	4.55	12.21	15.37
$\vec{b}_2$ [daN]	4.74	8.18	12.69	18.53	28.77	31.52
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	10.72	18.26	25.72	34.80	41.80	44.21
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.73	2.14	4.25	8.01	14.39	17.44
r_1 [mm]	22.54	22.84	25.42	27.42	35.80	37.79
r_2 [mm]	28.46	28.16	26.08	24.08	16.20	15.21
α_t [°]	188.0	186.0	182.0	177.4	166.0	165.4
$\vec{t}$ [daN]	-5.58	-4.19	-1.40	1.82	9.75	10.17
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
χ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:40 Kniegelenk 5, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	49,5	50,5	51,5	51,5	51,5	52,5
α_1 [°]	168,0	163,8	162,6	161,0	159,8	160,2
$\vec{p}_1$ [daN]	4,18	5,63	6,05	6,60	7,01	6,88
$\vec{a}_1$ [daN]	0,44	0,79	0,92	1,09	1,23	1,18
$\vec{b}_1$ [daN]	4,16	5,58	5,98	6,51	6,91	6,77
α_2 [°]	176,0	170,5	160,0	150,4	136,5	135,2
$\vec{p}_2$ [daN]	1,40	3,31	6,95	10,22	14,82	15,24
$\vec{a}_2$ [daN]	0,05	0,27	1,21	2,61	5,49	5,81
$\vec{b}_2$ [daN]	1,40	5,30	6,84	9,88	13,77	14,09
$\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	5,56	8,88	12,82	16,39	20,67	20,87
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,49	1,06	2,13	3,70	6,72	6,99
r_1 [mm]	12,44	18,77	27,48	31,04	34,30	35,46
r_2 [mm]	37,06	31,73	24,02	20,46	17,20	17,04
α_3 [°]	191,4	187,0	180,0	176,0	171,0	165,8
$\vec{t}$ [daN]	-3,97	-2,44	0,00	1,30	5,14	1,14
α_4 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α_5 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_4$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:41 Kniegelenk 5, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

Δ	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	51,0	50,0	50,5	52,8	52,5	52,2
α_1 [°]	173,8	164,6	163,0	163,0	162,0	162,0
$\vec{p}_1$ [daN]	6,42	10,72	11,82	11,81	12,51	12,51
$\vec{a}_1$ [daN]	0,51	1,44	1,75	1,75	1,96	1,96
$\vec{b}_1$ [daN]	6,40	10,62	11,69	11,69	12,56	12,56
α_2 [°]	174,2	171,5	169,2	160,6	155,4	155,4
$\vec{p}_2$ [daN]	4,05	5,93	14,44	20,50	30,36	31,64
$\vec{a}_2$ [daN]	0,20	0,44	2,61	5,15	11,52	12,52
$\vec{b}_2$ [daN]	4,04	5,91	14,20	19,64	28,09	29,86
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	10,44	16,53	25,90	31,33	40,45	41,42
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,71	1,88	4,36	6,90	13,48	14,48
r_1 [mm]	19,75	17,88	28,24	32,90	35,46	36,83
r_2 [mm]	31,25	32,12	23,26	19,60	16,04	15,67
α_t [°]	189,2	184,6	180,0	173,0	168,8	163,0
$\vec{t}$ [daN]	-6,42	-3,21	0,00	4,88	7,81	11,82
α_3 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\bar{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:42 Kniegelenk 5, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	49.5	52.0	52.5	52.0	53.0	52.5
α_1 [°]	169.0	171.0	170.0	164.5	166.8	170.0
$\vec{p}_1$ [daN]	3.83	3.14	3.49	5.39	4.60	3.49
$\vec{a}_1$ [daN]	0.37	0.25	0.30	0.73	0.53	0.30
$\vec{b}_1$ [daN]	3.82	3.13	3.47	3.35	4.57	3.47
α_2 [°]	178.0	172.4	161.4	156.0	143.2	131.5
$\vec{p}_2$ [daN]	0.70	2.65	6.46	8.32	12.63	16.43
$\vec{a}_2$ [daN]	0.01	0.18	1.04	1.73	3.99	6.75
$\vec{b}_2$ [daN]	0.70	2.65	6.38	8.14	11.98	14.98
$\vec{b}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	4.51	5.77	9.85	13.48	16.55	18.45
$a_1 + a_2$ [daN]	0.38	0.43	1.34	2.46	4.52	7.05
r_1 [mm]	7.65	23.82	33.99	31.38	30.37	42.62
r_2 [mm]	41.85	28.18	18.51	20.62	14.63	9.88
α_t [°]	193.0	181.0	172.2	168.8	163.8	164.2
$\vec{t}$ [daN]	-4.13	-1.05	2.72	3.90	5.64	5.50
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	175.4	171.0
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	1.61	2.05
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:43 Kniegelenk 5, Läsion 3 (Durchtrennung beider Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	--	51,0	53,0	54,5	55,5	55,0
α_1 [°]	--	170,0	172,0	164,0	160,5	153,6
$\vec{p}_1$ [daN]	--	6,97	5,50	10,50	7,01	8,08
$\vec{a}_1$ [daN]	--	0,61	0,59	1,00	0,76	0,82
$\vec{b}_1$ [daN]	--	6,95	5,57	10,49	7,77	8,04
α_2 [°]	--	175,0	161,5	150,0	147,5	131,5
$\vec{p}_2$ [daN]	--	4,88	12,00	16,50	23,77	27,69
$\vec{a}_2$ [daN]	--	0,50	2,07	2,68	8,27	9,58
$\vec{b}_2$ [daN]	--	4,87	12,53	14,33	4,59	25,99
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	--	11,82	18,09	24,82	52,11	34,02
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	--	0,91	2,66	4,08	4,03	10,41
r_1 [mm]	--	21,03	36,69	30,57	51,00	40,57
r_2 [mm]	--	29,97	16,31	22,10	12,70	12,53
α_t [°]	--	182,5	171,2	165,0	143,7	141,0
$\vec{t}$ [daN]	--	11,75	6,16	10,60	11,05	15,90
α_3 [°]	--	--	--	--	--	--
$\vec{p}_3$ [daN]	--	--	--	--	--	--
α [°]	--	--	--	--	171	171,1
$\vec{p}$ [daN]	--	--	--	--	1,15	1,00
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:44 Kniegelenk 5, Läsion 3 (Durchtrennung beider Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	49,0	48,5	46,0	47,0	46,0	44,0
α_1 [°]	169,4	168,5	162,5	161,0	154,5	155,6
$\vec{p}_1$ [daN]	3,69	4,01	6,77	6,60	8,83	8,45
$\vec{a}_1$ [daN]	0,34	0,40	1,15	1,09	1,95	1,79
$\vec{b}_1$ [daN]	3,67	3,99	6,68	6,51	8,61	8,26
α_2 [°]	177,6	173,0	166,6	153,6	148,2	136,2
$\vec{p}_2$ [daN]	0,84	2,44	4,67	9,13	10,96	14,92
$\vec{a}_2$ [daN]	0,02	0,15	0,54	2,09	3,00	5,57
$\vec{b}_2$ [daN]	0,84	2,44	4,63	8,89	10,54	13,84
$\vec{a}_1 + \vec{b}_1$ [daN]	4,52	6,42	11,31	15,40	19,15	22,10
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,36	0,55	1,69	3,18	4,95	7,36
r_1 [mm]	9,09	18,40	18,84	27,15	25,51	27,55
r_2 [mm]	39,91	30,10	27,15	19,87	20,68	16,45
α_t [°]	187,6	181,5	180,0	175,8	170,0	165,6
$\vec{t}$ [daN]	-2,65	-0,52	0,0	1,47	3,49	5,01
α_3 [°]	---	---	---	---	---	---
$\vec{p}_3$ [daN]	---	---	---	---	---	---
α [°]	---	---	---	---	---	---
$\vec{p}$ [daN]	---	---	---	---	---	---
$\vec{X}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:45 Kniegelenk 6, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 20 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	48.0	47.0	46.0	46.0	45.0	44.5
α_1 [°]	171.2	170.6	162.3	160.2	155.5	150.4
$\vec{p}_1$ [daN]	6.14	6.56	12.17	13.75	16.29	14.33
$\vec{a}_1$ [daN]	0.47	0.54	1.95	2.36	3.32	2.81
$\vec{b}_1$ [daN]	6.12	6.53	12.23	13.55	15.95	14.72
α_2 [°]	176.8	174.5	166.0	159.5	144.0	133.0
$\vec{p}_2$ [daN]	2.23	3.84	9.75	14.92	23.72	30.21
$\vec{a}_2$ [daN]	0.06	0.19	1.19	2.28	3.64	4.17
$\vec{b}_2$ [daN]	2.33	3.93	9.58	14.66	23.51	29.25
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	8.35	10.37	21.21	28.21	34.46	35.11
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.53	0.72	3.14	5.14	10.36	11.53
r_1 [mm]	12.83	17.38	20.51	23.91	25.81	31.28
r_2 [mm]	35.17	29.52	25.43	22.09	18.19	13.32
α_t [°]	185.8	180.3	180.3	173.8	169.8	163.3
$\vec{t}$ [daN]	-4.05	0.1	0.3	4.33	7.81	11.17
α_3 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\vec{X}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:46 Kniegelenk 6, intakter Bandapparat,
Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der
Quadrizepssehne 40 daN

	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	46.5	45.5	49.0	45.0	47.0	47.0
α_1 [°]	170.0	166.8	162.0	155.8	160.8	159.8
$\vec{p}_1$ [daN]	3.49	4.60	6.26	8.58	6.67	7.01
$\vec{a}_1$ [daN]	0.30	0.53	0.98	1.76	1.11	1.23
$\vec{b}_1$ [daN]	3.47	4.57	6.18	8.20	6.58	6.91
α_2 [°]	177.2	172.0	165.0	156.0	138.2	132.2
$\vec{p}_2$ [daN]	0.98	2.79	5.22	8.32	14.27	16.21
$\vec{a}_2$ [daN]	0.02	0.19	0.68	1.73	5.09	6.57
$\vec{b}_2$ [daN]	0.98	2.78	5.18	8.13	13.33	14.82
$\vec{a}_1 + \vec{b}_1$ [daN]	4.45	7.35	11.36	16.33	19.91	21.72
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.32	0.72	1.66	3.49	6.20	7.80
r_1 [mm]	10.21	17.23	22.36	22.41	31.47	32.00
r_2 [mm]	36.29	28.27	26.06	22.59	15.53	14.94
α_t [°]	187.2	182.4	178.0	174.5	166.0	164.6
$\vec{t}$ [daN]	-2.51	-0.84	0.70	1.81	4.87	5.36
α_3 [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}_3$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
α [°]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{p}$ [daN]	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-	-.-
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:47 Kniegelenk 6, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	47.0	47.0	44.0	45.0	46.1	44.0
α_1 [°]	171.0	169.8	166.2	159.5	160.8	162.2
$\vec{p}_1$ [daN]	6.28	7.11	9.61	14.24	13.34	12.38
$\vec{a}_1$ [daN]	0.49	0.83	1.15	2.53	2.22	1.91
$\vec{b}_1$ [daN]	6.26	7.08	9.54	14.01	13.15	12.23
α_2 [°]	176.8	170.2	162.0	154.2	137.6	130.0
$\vec{p}_2$ [daN]	2.23	6.81	12.36	17.86	28.35	35.81
$\vec{a}_2$ [daN]	0.06	0.58	1.96	3.99	10.46	14.29
$\vec{b}_2$ [daN]	2.23	6.81	12.36	17.41	26.97	30.64
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	8.49	13.89	21.90	31.42	40.15	42.87
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.55	1.41	3.11	6.52	12.68	16.20
r_1 [mm]	12.36	23.03	25.96	24.94	31.26	32.88
r_2 [mm]	34.64	23.97	20.04	20.06	15.24	15.12
α_t [°]	186.5	180.0	177.0	171.5	166.5	163.6
$\vec{t}$ [daN]	-4.54	0.0	2.09	5.93	9.40	11.41
α_3 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:48 Kniegelenk 6, Läsion 1 (Durchtrennung des Außenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	47.0	47.0	46.0	46.0	46.5	47.0
α_1 [°]	171.0	170.0	165.5	158.5	158.5	156.0
$\vec{p}_1$ [daN]	3.14	3.49	5.05	7.46	7.46	8.32
$\vec{a}_1$ [daN]	0.25	0.30	0.64	1.39	1.39	1.73
$\vec{b}_1$ [daN]	3.13	3.47	5.01	7.33	7.33	8.13
α_2 [°]	176.6	172.4	162.0	157.2	144.2	138.0
$\vec{p}_2$ [daN]	1.19	2.65	6.26	7.71	12.29	14.33
$\vec{a}_2$ [daN]	0.04	0.18	0.98	1.56	3.78	5.14
$\vec{b}_2$ [daN]	1.19	2.65	6.18	7.75	11.70	13.38
$\vec{c}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	4.31	6.12	11.19	15.08	19.03	21.52
$\vec{c}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0.29	0.48	1.62	2.95	5.17	6.87
r_1 [mm]	12.92	20.32	25.41	23.64	20.59	29.23
r_2 [mm]	34.08	26.68	20.59	22.36	17.91	17.77
α_3 [°]	185.8	181.0	180.0	175.5	171.0	168.0
$\vec{t}$ [daN]	-2.02	-0.35	0.0	1.57	3.14	4.18
α_3 [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}_3$ [daN]	-	-	-	-	-	-
α [°]	-	-	-	-	-	-
$\vec{p}$ [daN]	-	-	-	-	-	-
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:49 Kniegelenk 6, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	47,0	46,0	47,0	46,0	46,0	46,0
α_1 [°]	171,6	171,0	166,2	161,6	158,2	161,6
$\vec{p}_1$ [daN]	5,86	6,28	9,61	12,70	15,13	13,20
$\vec{a}_1$ [daN]	0,43	0,49	1,15	2,04	2,86	2,18
$\vec{b}_1$ [daN]	5,84	6,26	9,54	12,63	14,85	13,02
α_2 [°]	177,8	171,8	169,0	153,0	141,5	132,5
$\vec{p}_2$ [daN]	1,54	5,72	11,13	18,68	26,58	32,27
$\vec{a}_2$ [daN]	0,03	0,41	1,55	4,56	8,70	12,98
$\vec{b}_2$ [daN]	1,54	5,71	11,03	18,16	24,96	31,49
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	7,38	11,96	20,57	30,79	39,76	45,47
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,46	0,90	2,70	6,60	11,56	15,16
r_1 [mm]	9,78	21,96	25,20	26,54	28,81	31,91
r_2 [mm]	37,37	24,06	21,80	18,46	17,19	14,09
α_1 [°]	186,0	181,0	178,0	175,2	168,8	161,8
t [daN]	-4,19	-0,70	1,40	3,35	7,81	9,89
α_2 [°]	...	...	...	...	...	...
$\vec{p}_2$ [daN]	...	...	...	...	...	...
α [°]	...	...	...	...	...	...
$\vec{p}$ [daN]	...	...	...	...	...	...
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:50 Kniegelenk 6, Läsion 2 (Durchtrennung des Innenbandes), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	48,0	47,0	46,0	46,0	45,0	44,0
α_1 [°]	174,0	174,8	170,8	170,8	175,0	177,0
$\vec{p}_1$ [daN]	2,00	1,81	3,21	3,21	2,44	1,05
$\vec{a}_1$ [daN]	0,11	0,08	0,26	0,26	0,15	0,05
$\vec{b}_1$ [daN]	2,09	1,81	3,20	3,20	2,44	1,05
α_2 [°]	176,8	170,2	165,0	165,8	157,7	144,2
$\vec{p}_2$ [daN]	1,12	3,42	5,22	4,94	7,74	12,29
$\vec{a}_2$ [daN]	0,03	0,29	0,68	0,61	1,50	5,78
$\vec{b}_2$ [daN]	1,12	3,40	5,18	4,91	7,59	11,15
$\vec{p}_1 + \vec{p}_2$ [daN]	3,21	5,22	8,57	8,10	10,05	12,18
$\vec{a}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,14	0,57	0,96	0,87	1,65	5,81
r_1 [mm]	16,71	30,67	28,43	27,85	34,06	41,06
r_2 [mm]	31,29	16,33	17,57	18,15	10,14	4,94
α_3 [°]	184,8	178,5	172,6	163,0	161,2	164,6
$\vec{t}$ [daN]	-1,68	0,52	2,58	5,91	6,53	5,26
α_4 [°]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
$\vec{p}_3$ [daN]	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-	-,-
α [°]	-,-	-,-	-,-	170,6	160,8	151,5
$\vec{p}$ [daN]	-,-	-,-	-,-	1,19	4,94	8,85
$\vec{x}$ [daN]	20	20	20	20	20	20

Tab.:51 Kniegelenk 6, Läsion 3 (Durchtrennung bei-
der Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°,
Zugkraft an der Quadrizepssehne 20 daN

$\angle$	0°	20°	40°	60°	80°	90°
$P_1 - P_2$ [mm]	48,0	47,0	46,0	46,5	46,5	48,0
α_1 [°]	176,2	175,6	173,0	173,4	176,5	177,2
$\vec{p}_1$ [daN]	2,65	3,07	4,00	4,61	2,44	1,95
$\vec{a}_1$ [daN]	0,09	0,12	0,30	0,27	0,07	0,05
$\vec{b}_1$ [daN]	2,65	3,07	4,87	4,60	2,44	1,95
α_2 [°]	177,0	171,2	166,2	165,2	158,0	144,6
$\vec{p}_2$ [daN]	2,09	6,14	9,61	10,90	15,26	24,31
$\vec{a}_2$ [daN]	0,05	0,47	1,15	1,33	2,71	7,39
$\vec{b}_2$ [daN]	2,09	6,12	9,54	10,22	14,98	23,17
$\vec{a}_1 + \vec{b}_2$ [daN]	4,74	9,19	14,32	14,82	17,43	25,13
$\vec{c}_1 + \vec{a}_2$ [daN]	0,14	0,59	1,45	1,60	2,98	7,44
r_1 [mm]	21,18	31,30	30,45	32,15	39,98	44,27
r_2 [mm]	26,87	15,70	15,55	14,35	6,52	5,73
α_t [°]	183,2	178,0	168,0	162,0	164,8	164,0
$\vec{t}$ [daN]	2,52	1,40	0,66	11,96	10,50	11,15
α_3 [°]	---	---	---	---	---	---
$\vec{p}_3$ [daN]	---	---	---	---	---	---
α [°]	---	---	---	175,0	160,0	154,4
$\vec{p}$ [daN]	---	---	---	2,93	13,89	17,72
$\vec{x}$ [daN]	40	40	40	40	40	40

Tab.:52 Kniegelenk 6, Läsion 3 (Durchtrennung beider Kreuzbänder), Kniebeugewinkel 0°-90°, Zugkraft an der Quadrizepssehne 40 daN

12. Lebenslauf

29.10.1953	Geboren in Ingolstadt als zweiter Sohn des Chefarztes Dr. med. Karl Merkl und seiner Frau Anni Merkl, geb. Gaube
1960-1964	Grundschule St. Josef in Ingolstadt
1964-1973	Reuchlin-Gymnasium in Ingolstadt
08.06.1973	Allgemeine Hochschulreife
1973-1979	Studium der Chemie an der Technischen Universität München
1978	Diplomprüfung
1979	Diplomarbeit am organisch-chemischen Institut der Technischen Universität München in Garching
14.08.1979	Erteilung des akademischen Grades eines Diplom-Chemikers
1978-1984	Studium der Medizin an der Ludwig-Maximilians Universität München
1983-1984	Ausbildung im praktischen Jahr
	1.Tertial: Dermatologie. Universitäts Hautklinik
	2.Tertial: Innere Medizin. Klinikum Ingolstadt
	3.Tertial: Chirurgie. Klinikum Ingolstadt
05.04.1984/	3.Abschnitt der ärztlichen Prüfung
17.05.1984	schriftlicher/mündlicher Teil
21.05.1984	Approbation
16.08.1984	Aufnahme der Tätigkeit als Assistenzarzt am Klinikum Ingolstadt. Fachgebiet Innere Medizin
1982-1985	Anfertigung der vorliegenden Dissertation

